(19)日本国特許庁(JP)　(12)特 許 公 報(B2)　(11)特許番号 特許第6262224号 (P6262224)

(45)発行日 平成30年1月17日(2018.1.17)　(24)登録日 平成29年12月22日(2017.12.22)

(51)Int.Cl.			F I		
A61B	34/35	(2016.01)	A61B	34/35	
A61B	17/072	(2006.01)	A61B	17/072	
B25J	15/04	(2006.01)	B25J	15/04	A

請求項の数 17 (全 119 頁)

(21)出願番号	特願2015-520334 (P2015-520334)
(86)(22)出願日	平成25年6月21日(2013.6.21)
(65)公表番号	特表2015-523148 (P2015-523148A)
(43)公表日	平成27年8月13日(2015.8.13)
(86)国際出願番号	PCT/US2013/047057
(87)国際公開番号	WO2014/004294
(87)国際公開日	平成26年1月3日(2014.1.3)
審査請求日	平成28年6月10日(2016.6.10)
(31)優先権主張番号	13/536,323
(32)優先日	平成24年6月28日(2012.6.28)
(33)優先権主張国	米国(US)

(73)特許権者 595057890
エシコン・エンド－サージェリィ・インコーポレイテッド
Ｅｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．
アメリカ合衆国、４５２４２　オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード　４５４５
(74)代理人 100088605
弁理士 加藤 公延
(74)代理人 100130384
弁理士 大島 孝文

最終頁に続く

(54)【発明の名称】手動関節接合可能な逆転システムを備えたロボット動力式の外科用デバイス

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

オペレータからの入力によって動作可能であって出力運動をロボット制御で発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む、前記ロボットシステムと共に使用される外科用ツールであって、

前記ロボットシステムの前記ツール駆動アセンブリの対応する部分とインターフェース接続して、前記ロボット制御で発生した出力運動をそこから受け入れるように構成された、駆動システムと、

前記駆動システムと動作可能にインターフェース接続する駆動軸アセンブリであって、前記ロボット制御で発生した出力運動を前記駆動システムから受け入れると共に、前記駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続する外科用エンドエフェクタに制御運動を加えるように構成された、駆動軸アセンブリと、

前記駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、手動で発生した制御運動を前記駆動軸アセンブリに選択的に加える、手動作動可能な制御システムと、を備え、

前記駆動システムが、前記ツール駆動アセンブリ上で支持された対応する回転可能な本体部分と動作可能にインターフェース接続して、前記ロボット制御で発生した出力運動をそこから受け入れるように構成され、前記駆動システムが、

前記対応する回転可能な本体部分と動作可能にインターフェース接続する、回転駆動歯車と、

前記回転駆動歯車と噛合係合している、第1の回転被動歯車と、

前記第1の回転被動歯車と噛合係合し、またその噛合係合から外れるように移動するように、前記駆動軸アセンブリに移動可能に装着された第2の回転被動歯車であって、前記手動作動可能な制御システムが前記第2の回転被動歯車と選択的に動作可能に係合可能であって、前記第2の回転被動歯車を前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外れるように移動させ、前記手動で発生した制御運動を前記第2の回転被動歯車に加える、第2の回転被動歯車と、を備える、外科用ツール。

【請求項2】

前記駆動システムが、前記ロボット制御で発生した出力運動のうち第1のものを前記駆動軸アセンブリに伝達して、前記駆動軸アセンブリによって前記制御運動のうち第1のものを第1の方向に加えるように構成され、前記駆動システムが、前記ロボット制御で発生した出力運動のうち第2のものを前記駆動軸アセンブリに伝達して、前記駆動軸アセンブリによって前記制御運動のうち第2のものを前記第1の方向とは反対の第2の方向に加えるように更に構成され、前記手動で発生した制御運動が、前記駆動軸アセンブリに前記第2の方向に加えられる、請求項1に記載の外科用ツール。

【請求項3】

前記手動作動可能な制御システムが、

前記第2の回転被動歯車と噛合係合している逆転歯車と、

前記逆転歯車と選択的に噛合係合するように支持されたラチェット歯車であって、前記ラチェット歯車の手動作動によって前記手動で発生した制御運動を前記逆転歯車に加えるようになっている、ラチェット歯車と、を備える、請求項1に記載の外科用ツール。

【請求項4】

前記ラチェット歯車が、作動位置と非作動位置との間で前記逆転歯車に対して選択的に旋回移動するように装着され、それにより、前記逆転歯車が前記非作動位置から前記作動位置へと旋回されると、前記逆転歯車が前記第2の回転被動歯車を軸線方向に付勢して、前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外す、請求項3に記載の外科用ツール。

【請求項5】

前記外科用エンドエフェクタが、前記駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続すると共に、前記駆動軸アセンブリに加えられる前記第1及び第2の制御運動に移動可能に反応する発射要素を備える、請求項2に記載の外科用ツール。

【請求項6】

前記第1及び第2の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えると、前記発射要素が、開始位置と終了位置との間で移動可能である、請求項5に記載の外科用ツール。

【請求項7】

前記外科用エンドエフェクタが、

開放位置と閉鎖位置との間で選択的に移動可能なアンビルと、

前記アンビル及びロボットシステムと動作可能にインターフェース接続するアンビル閉鎖システムであって、他のロボット制御で発生した出力運動が前記ロボットシステムによって前記アンビル閉鎖システムに加えられると、開放及び閉鎖制御運動を加える、アンビル閉鎖システムと、

前記アンビルに隣接して動作可能に支持され、複数の外科用ステープルを中で支持する外科用ステープルカートリッジと、を備え、前記発射部材が、

組織切断部分と、

ステープル駆動スレッドと、を備える、請求項6に記載の外科用ツール。

【請求項8】

前記第1の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えると、前記発射部材が前記開始位置から前記終了位置へと駆動され、前記第2の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えると、前記発射部材が前記終了位置から前記開始位置へと駆動される、請求項7に記載の外科用ツール。

【請求項9】

前記第1の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えることにより、前記発射部材が前記

開始位置から前記終了位置に向かって第1の軸線方向に移動し、前記第2の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えることにより、前記発射部材が前記終了位置から前記開始位置へと、前記第1の方向とは反対の第2の方向に移動し、前記手動で発生した制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えることにより、前記発射部材が前記第2の方向に移動する、請求項7に記載の外科用ツール。

【請求項１０】

オペレータからの入力によって動作可能であって、ツール駆動アセンブリ上で支持された少なくとも1つの回転可能な本体部分に対して少なくとも1つの回転出力運動を提供するように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結された前記ツール駆動アセンブリを含む、前記ロボットシステムと共に使用される外科用ツールであって、

選択的に移動可能である少なくとも1つの構成要素部分を備える外科用エンドエフェクタであって、前記少なくとも1つの構成要素部分が、前記選択的に移動可能な構成要素部分に加えられる制御運動に応じて、前記外科用エンドエフェクタの少なくとも1つの他の構成要素部分に対して第1及び第2の位置の間で選択的に移動可能である、外科用エンドエフェクタと、

前記外科用エンドエフェクタに動作可能に連結され、前記外科用エンドエフェクタの前記少なくとも1つの選択的に移動可能な構成要素部分と動作可能に連通している少なくとも1つの歯車被動部分を備える、細長い軸アセンブリと、

前記細長い軸アセンブリに動作可能に連結され、前記ツール駆動アセンブリに連結されるとそれと動作可能にインターフェース接続するように構成された、ツール装着部分であって、

前記ツール装着部分上で回転可能に支持され、前記ツール駆動アセンブリの前記少なくとも1つの回転可能な本体部分のうち対応する1つと駆動係合して、そこから対応する回転出力運動を受け入れるように構成された、被駆動要素と、

前記被駆動要素と動作可能に係合しており、それに対してロボット制御で発生した作動運動を加えて、前記少なくとも1つの歯車被動部分のうち対応する1つによって少なくとも1つの制御運動を前記選択的に移動可能な構成要素部分に加える、駆動システムと、を備える、ツール装着部分と、を備え、

前記細長い軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、それに対して手動で発生した制御運動を選択的に加える、手動作動可能な逆転システムを更に備え、

前記駆動システムが、

前記被駆動要素と駆動係合している回転駆動歯車と、

前記回転駆動歯車と噛合係合している第1の回転被動歯車と、

前記第1の回転被動歯車と噛合係合し、またその噛合係合から外れるように移動するように、前記細長い軸アセンブリに移動可能に装着された第2の回転被動歯車であって、前記手動作動可能な逆転システムが前記第2の回転被動歯車と選択的に動作可能に係合可能であって、前記第2の回転被動歯車を前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外れるように移動させ、前記手動で発生した制御運動を前記第2の回転被動歯車に加える、第2の回転被動歯車と、を備える、外科用ツール。

【請求項１１】

前記手動作動可能な逆転システムが、

前記第2の回転被動歯車と噛合係合している逆転歯車と、

前記逆転歯車と選択的に噛合係合するように支持されたラチェット歯車であって、前記ラチェット歯車の手動作動によって前記手動で発生した制御運動を前記逆転歯車に加えるようになっている、ラチェット歯車と、を備える、請求項１０に記載の外科用ツール。

【請求項１２】

前記ラチェット歯車が、作動位置と非作動位置との間で前記逆転歯車に対して選択的に旋回移動するように装着され、それにより、前記逆転歯車が前記非作動位置から前記作動位置へと旋回されると、前記逆転歯車が前記第2の回転被動歯車を軸線方向に付勢して、

前記第１の回転被動歯車との噛合係合から外す、請求項１１に記載の外科用ツール。
【請求項１３】
オペレータからの入力によって動作可能であって回転出力運動をロボット制御で発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む、前記ロボットシステムと共に使用される外科用ツールであって、
前記ロボットシステムの前記ツール駆動アセンブリの対応する部分とインターフェース接続して、前記ロボット制御で発生した回転出力運動をそこから受け入れるように構成された、回転駆動システムと、
前記回転駆動システムと動作可能にインターフェース接続する回転駆動軸アセンブリであって、前記ロボット制御で発生した回転出力運動を前記回転駆動システムから受け入れると共に、前記回転駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続する外科用エンドエフェクタに回転駆動運動を加えるように構成された、回転駆動軸アセンブリと、
前記回転駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、手動で発生した回転駆動運動を前記回転駆動軸アセンブリに選択的に加える、手動作動可能な逆転システムと、を備え、
前記回転駆動システムが、前記ツール駆動アセンブリ上で支持された対応する回転可能な本体部分と動作可能にインターフェース接続して、前記回転出力運動をそこから受け入れるように構成され、前記回転駆動システムが、
前記対応する回転可能な本体部分と動作可能にインターフェース接続する、回転駆動歯車と、
前記回転駆動歯車と噛合係合している第１の回転被動歯車と、
前記第１の回転被動歯車と噛合係合し、またその噛合係合から外れるように移動するように、前記回転駆動軸アセンブリに移動可能に装着された第２の回転被動歯車であって、前記手動作動可能な逆転システムが前記第２の回転被動歯車と選択的に動作可能に係合可能であって、前記第２の回転被動歯車を前記第１の回転被動歯車との噛合係合から外れるように移動させ、前記手動で発生した回転駆動運動を前記第２の回転被動歯車に加える、第２の回転被動歯車と、を備える、外科用ツール。
【請求項１４】
前記回転駆動システムが、前記ロボット制御で発生した回転出力運動のうち第１のものを前記駆動軸アセンブリに伝達して、前記駆動軸アセンブリによって前記回転駆動運動のうち第１のものを第１の回転方向に加えるように構成され、前記駆動システムが、前記ロボット制御で発生した回転出力運動のうち第２のものを前記回転駆動軸アセンブリに伝達して、前記回転駆動軸アセンブリによって前記回転駆動運動のうち第２のものを、前記第１の回転方向とは反対の第２の回転方向に加えるように更に構成され、前記手動で発生した制御運動が、前記回転駆動軸アセンブリに前記第２の回転方向に加えられる、請求項１３に記載の外科用ツール。
【請求項１５】
前記手動作動可能な逆転システムが、
前記第２の回転被動歯車と噛合係合している逆転歯車と、
前記逆転歯車と選択的に噛合係合するように支持されたラチェット歯車であって、前記ラチェット歯車の手動作動によって前記手動で発生した回転駆動運動を前記逆転歯車に加えるようになっている、ラチェット歯車と、を備える、請求項１３に記載の外科用ツール。
【請求項１６】
前記ラチェット歯車が、作動位置と非作動位置との間で前記逆転歯車に対して選択的に旋回移動するように装着され、それにより、前記逆転歯車が前記非作動位置から前記作動位置へと旋回されると、前記逆転歯車が前記第２の回転被動歯車を軸線方向に付勢して、前記第１の回転被動歯車との噛合係合から外す、請求項１５に記載の外科用ツール。
【請求項１７】
前記外科用エンドエフェクタが、前記回転駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェ

ース接続すると共に、前記回転駆動軸アセンブリに加えられる前記第1及び第2の回転駆動運動に移動可能に反応する発射要素を備える、請求項14に記載の外科用ツール。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

外科的な巧緻性を向上させるためだけでなく、外科医が直感的な方式で患者に手術できるようにするために、長年にわたって、様々な低侵襲性ロボット（又は「遠隔手術（telesurgical）」）システムが開発されてきた。かかるシステムの多くが、それぞれの全内容を参照により本明細書にそれぞれ援用する、発明の名称が「Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity」である米国特許第5，792，135号、発明の名称が「Robotic Arm DLUS For Performing Surgical Tasks」である米国特許第6，231，565号、発明の名称が「Robotic Surgical Tool With Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument」である米国特許第6，783，524号、発明の名称が「Alignment of Master and Slave In a Minimally Invasive Surgical Apparatus」である米国特許第6，364，888号、発明の名称が「Mechanical Actuator Interface System For Robotic Surgical Tools」である米国特許第7，524，320号、発明の名称が「Platform Link Wrist Mechanism」である米国特許第7，691，098号、発明の名称が「Repositioning and Reorientation of Master／Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery」である米国特許第7，806，891号、及び発明の名称が「Surgical Tool With Wristed Monopolar Electrosurgical End Effectors」である米国特許第7，824，401号に開示されている。しかしながら、かかるシステムの多くはこれまで、組織を効果的に切断し締結するのに必要な大きさの力を発生させることができなかった。それに加えて、既存のロボット手術システムは、動作させることができる異なるタイプの外科用デバイスの数に限りがあった。

【図面の簡単な説明】

【0002】

本発明の特徴及び利点、並びにそれらを実現する方法は、本発明の例示的実施形態の以下の説明を添付図面と併せて参照することによって、より明白となり、また発明自体のより深い理解が得られるであろう。

【0003】

様々な例示的実施形態について、以下の図面と共に例として本明細書に記載する。

【図1】ロボットコントローラの一実施形態を示す斜視図である。

【図2】外科用ツールの複数の実施形態を動作可能に支持するロボットシステムの1つのロボット手術アームカート／マニピュレータを示す斜視図である。

【図3】図2に示されるロボット手術アームカート／マニピュレータを示す側面図である。

【図4】外科用ツールの実施形態と共に使用されてもよいロボットマニピュレータを動作可能に支持するための位置決めリンク機構を有するカート構造を示す斜視図である。

【図5】外科用ツールの実施形態及び外科用エンドエフェクタの実施形態を示す斜視図である。

【図6】外科用ツールの様々な実施形態をロボットシステムに取り付けるためのアダプタ及びツールホルダ構成を示す分解組立図である。

【図7】図6に示されるアダプタの側面図である。
【図8】図6に示されるアダプタの底面図である。
【図9】図6及び7のアダプタを示す上面図である。
【図10】外科用ツールの実施形態を示す部分底面斜視図である。
【図11】明瞭にするために一部の要素を省略した外科用ツールの実施形態の一部分を示す正面斜視図である。
【図12】図11の外科用ツールの実施形態を示す後面斜視図である。
【図13】図11及び12の外科用ツールの実施形態を示す上面図である。
【図14】手動作動可能な駆動歯車が非作動位置にある図11～13の外科用ツールの実施形態を示す部分上面図である。
【図15】手動作動可能な駆動歯車が初期の作動位置にある図11～14の外科用ツールの実施形態を示す別の部分上面図である。
【図16】手動作動可能な駆動歯車が作動位置にある図11～15の外科用ツールの実施形態を示す別の部分上面図である。
【図17】外科用ツールの別の実施形態を示す後面斜視図である。
【図18】図17の外科用ツールの実施形態を示す側面立面図である。
【図19】エンドエフェクタが外科用ツールの近位軸部分から分離されている図5の外科用ツールの実施形態を示す断面図である。
【図20】相互接続された急速脱着継手の実施形態の一部分を示す側面斜視図である。
【図21】エンドエフェクタの遠位軸部分が近位軸部分から分離されている急速脱着継手の実施形態を示す断面図である。
【図22】遠位軸部分が最初に近位軸部分と係合されている、図19～21の急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。
【図22A】遠位軸部分が最初に近位軸部分と係合されている、急速脱着継手の実施形態を示す断面図である。
【図23】遠位軸部分が近位軸部分に取り付けられている、図19～22の急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。
【図23A】遠位軸部分が近位軸部分に取り付けられている、図22Aの急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。
【図23B】遠位軸部分が近位軸部分から係脱されている、図22Aの急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。
【図24】図21の線24－24で取った図19～23の遠位軸部分を示す断面図である。
【図25】関節継手及びエンドエフェクタの実施形態の一部分を示す断面図である。
【図26】図25の関節継手及びエンドエフェクタの一部分を示す分解組立図である。
【図27】図26に示される関節継手及びエンドエフェクタの部分を示す部分断面斜視図である。
【図28】エンドエフェクタ及び駆動軸アセンブリの実施形態を示す部分斜視図である。
【図29】駆動軸アセンブリの実施形態を示す部分側面図である。
【図30】駆動軸アセンブリの実施形態を示す斜視図である。
【図31】図30の駆動軸アセンブリを示す側面図である。
【図32】複合駆動軸アセンブリの実施形態を示す斜視図である。
【図33】図32の複合駆動軸アセンブリを示す側面図である。
【図34】弓状又は「屈曲」形態をとっている図30及び31の駆動軸アセンブリを示す別の図である。
【図34A】弓状又は「屈曲」形態をとっている駆動軸アセンブリの実施形態を示す側面図である。
【図34B】弓状又は「屈曲」形態をとっている駆動軸アセンブリの別の実施形態を示す側面図である。
【図35】駆動軸アセンブリの別の実施形態の一部分を示す斜視図である。

【図３６】図３５の駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。
【図３７】弓状形態である図３５及び３６の駆動軸アセンブリの実施形態を示す別の斜視図である。
【図３８】図３７に示される駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。
【図３９】駆動軸アセンブリの別の実施形態を示す斜視図である。
【図４０】弓状形態である図３９の駆動軸アセンブリの実施形態を示す別の斜視図である。
【図４１】図３９及び４０の駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。
【図４２】図４１の駆動軸アセンブリの実施形態を示す断面図である。
【図４３】駆動軸アセンブリの別の実施形態を示す部分断面図である。
【図４４】図４３の駆動軸アセンブリの実施形態を示す別の断面図である。
【図４５】駆動軸アセンブリの別の実施形態の一部分を示す別の断面図である。
【図４６】図４５の駆動軸アセンブリを示す別の断面図である。
【図４７】アンビルが開放位置にあるエンドエフェクタの実施形態を示す部分断面斜視図である。
【図４８】図４７のエンドエフェクタの実施形態を示す別の部分断面斜視図である。
【図４９】図４７及び４８のエンドエフェクタの実施形態を示す横断面図である。
【図５０】図４７～４９のエンドエフェクタの実施形態を示す別の横断面図である。
【図５１】アンビルが閉鎖位置にある図４７～５０のエンドエフェクタの実施形態を示す部分断面斜視図である。
【図５２】図５１のエンドエフェクタの実施形態を示す別の部分断面斜視図である。
【図５３】アンビルが一部閉鎖位置にある図５１～５２のエンドエフェクタの実施形態を示す部分断面図である。
【図５４】アンビルが閉鎖位置にある図５１～５３のエンドエフェクタの実施形態を示す別の横断面図である。
【図５５】エンドエフェクタの別の実施形態及び細長い軸アセンブリの別の実施形態の一部分を示す断面斜視図である。
【図５６】閉鎖システムの実施形態を示す分解斜視図である。
【図５７】アンビルが開放位置にある図５６の閉鎖システムの実施形態を示す側面図である。
【図５８】アンビルが開放位置にある、エンドエフェクタの実施形態内にある図５６及び５７の閉鎖システムの実施形態を示す横断面図である。
【図５９】アンビルが閉鎖位置にある、図５８の閉鎖システム及びエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。
【図５９Ａ】明瞭にするために作動ソレノイドを省略した図５６～５９の閉鎖システムの実施形態を用いる外科用ツールの別の実施形態の一部分を示す正面斜視図である。
【図６０】エンドエフェクタの別の実施形態を示す分解組立図である。
【図６１】駆動システムの実施形態を示す部分斜視図である。
【図６２】図６１の駆動システムの実施形態の一部分を示す部分正面斜視図である。
【図６３】図６１及び６２の駆動システムの実施形態の一部分を示す部分後面斜視図である。
【図６４】第1の軸線方向駆動位置にある図６１～６３の駆動システムの実施形態を示す部分断面側面図である。
【図６５】第2の軸線方向駆動位置にある図６１～６４の駆動システムの実施形態を示す別の部分断面側面図である。
【図６６】駆動システムが発射部材を発射するように構成された、エンドエフェクタ及び駆動システムの実施形態を示す断面図である。
【図６７】駆動システムがエンドエフェクタ全体を回転させるように構成された、エンドエフェクタ及び駆動システムの実施形態を示す別の断面図である。
【図６８】エンドエフェクタの実施形態及び関節継手の実施形態の一部分を示す断面斜視

図である。
【図６９】図６８に示されるエンドエフェクタ及び関節継手の実施形態を示す断面側面図である。
【図７０】駆動システムがエンドエフェクタ全体を回転させるように構成された、エンドエフェクタ及び駆動システムの別の実施形態を示す断面図である。
【図７１】駆動システムがエンドエフェクタの発射部材を発射するように構成された、図７０のエンドエフェクタ及び駆動システムの実施形態を示す別の断面図である。
【図７２】エンドエフェクタの実施形態を示す断面側面図である。
【図７３】図７２のエンドエフェクタの実施形態の一部分を示す拡大断面図である。
【図７４】発射部材が発射行程を通して部分的に駆動されている、エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面側面図である。
【図７５】発射部材がその発射行程の端部まで駆動されている、図７４のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面側面図である。
【図７６】発射部材が撤回されている、図７４及び７５のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面側面図である。
【図７７】発射部材がその発射行程を通して部分的に駆動されている、エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面側面図である。
【図７８】器具駆動軸の実施形態の一部分を示す分解組立図である。
【図７９】発射部材がその発射行程の端部にある、図７７のエンドエフェクタを示す別の断面側面図である。
【図８０】発射部材が撤回されている、図７７及び７８のエンドエフェクタを示す別の断面側面図である。
【図８１】発射部材がその発射行程の端部にある、エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面側面図である。
【図８１Ａ】器具駆動軸及び軸受セグメントの実施形態を示す分解組立図である。
【図８１Ｂ】器具駆動軸及び軸受セグメントの別の実施形態を示す分解組立図である。
【図８２】発射部材の実施形態を示す分解組立図である。
【図８３】図８２の発射部材を示す斜視図である。
【図８４】器具駆動軸の例示的実施形態の一部分に設置された図８２及び８３の発射部材を示す断面図である。
【図８５】発射部材の別の実施形態を示す分解組立図である。
【図８６】発射部材の別の実施形態を示す後面斜視図である。
【図８７】図８６の発射部材の実施形態を示す正面斜視図である。
【図８８】外科用エンドエフェクタの発射部材、器具駆動軸、ウェッジスレッドアセンブリ、及び整列部分を示す斜視図である。
【図８９】図８８の発射部材、器具駆動軸、ウェッジスレッドアセンブリ、及び整列部分を示す側面立面図である。
【図９０】ステープルカートリッジが中に設置されていない閉鎖形態にある図６０の外科用エンドエフェクタを示す断面立面図である。
【図９１】本開示の様々な例示的実施形態による、発射ロックアウト部を有する外科用エンドエフェクタを示す底面図である。
【図９２】閉鎖された動作不能な形態にある図９１の外科用エンドエフェクタの底部の一部分を示す斜視図である。
【図９３】閉鎖された動作不能な形態にある図９１の外科用エンドエフェクタを示す断面立面図である。
【図９４】開放された動作不能な形態にある図９１の外科用エンドエフェクタを示す端面立面図である。
【図９５】閉鎖された動作不能な形態にある図９１の外科用エンドエフェクタを示す端面立面図である。
【図９６】ウェッジスレッドアセンブリ及び整列部分が内部における第1の組の位置にあ

る閉鎖された動作可能な形態にある、図９１の外科用エンドエフェクタを示す立面断面図である。
【図９７】閉鎖された動作可能な形態にある図９１の外科用エンドエフェクタを示す別の端面立面図である。
【図９８】一部の構成要素が断面で示され、他の構成要素が明瞭にするために省略されている、外科用エンドエフェクタを示す分解斜視図である。
【図９９】図９８に示される付勢要素の斜視図である。
【図１００】図９８に示されるエンドエフェクタ駆動ハウジングの斜視図である。
【図１０１】第2の組の位置にある付勢要素を例証する図９８の外科用エンドエフェクタを示す断面立面図である。
【図１０２】動作不能位置にある器具駆動軸を例証する図９８の外科用エンドエフェクタの一部分を示す断面図である。
【図１０３】第1の組の位置にある付勢要素を例証する図９８の外科用エンドエフェクタの一部分を示す断面図である。
【図１０４】第1の組の位置にある付勢要素及び動作可能位置にある器具駆動軸を例証する図９８の外科用エンドエフェクタの一部分を示す断面図である。
【図１０５】エンドエフェクタの発射部材を駆動するように構成された駆動ねじを備える外科用器具のエンドエフェクタを示す断面斜視図である。
【図１０６Ａ】第1の長さを備えるエンドエフェクタ用の第1の駆動ねじであって、一条のねじ山を含む第1の駆動ねじの一部分を示す側面図である。
【図１０６Ｂ】図１０６Ａの第1の駆動ねじを示す断面端面図である。
【図１０７Ａ】第2の長さを備えるエンドエフェクタ用の第2の駆動ねじであって、２つのねじ山を含む第2の駆動ねじの一部分を示す側面図である。
【図１０７Ｂ】図１０７Ａの第2の駆動ねじを示す断面端面図である。
【図１０８Ａ】第3の長さを備えるエンドエフェクタ用の第3の駆動ねじであって、３つのねじ山を含む第3の駆動ねじの一部分を示す側面図である。
【図１０８Ｂ】図１０８Ａの第3の駆動ねじを示す断面端面図である。
【図１０９Ａ】第4の長さを備えるエンドエフェクタ用の第4の駆動ねじであって、４つのねじ山を含む第4の駆動ねじの一部分を示す側面図である。
【図１０９Ｂ】図１０９Ａの第4の駆動ねじを示す断面端面図である。
【図１１０】駆動ねじを有するエンドエフェクタと共に使用される切れ刃を示す分解斜視図である。
【図１１１】例証の目的で歯車装置構成がその一部を除去した状態で示されている、駆動軸からエンドエフェクタの駆動ねじへと回転を伝達する歯車装置構成を示す斜視図である。
【図１１２】外科用ツールの別の実施形態を示す斜視図である。
【図１１２Ａ】図１１２の外科用ツールのエンドエフェクタ構成を示す斜視図である。
【図１１３】図１１２に示される細長い軸アセンブリ及び急速脱着連結具の構成の一部分を示す分解組立図である。
【図１１４】図１１２及び１１３の細長い軸アセンブリの一部分を示す斜視図である。
【図１１５】図１１２～１１４に示される例示的な急速脱着連結具構成を示す拡大分解斜視図である。
【図１１６】係止カラーが係止解除位置にある、図１１２～１１５の急速脱着連結具構成を示す側面立面図である。
【図１１７】係止カラーが係止位置にある、図１１２～１１６の急速脱着連結具構成を示す別の側面立面図である。
【図１１８】外科用ツールの別の実施形態を示す斜視図である。
【図１１９】図１１８の外科用ツールの実施形態を示す別の斜視図である。
【図１２０】図１１８及び１１９の外科用ツールの実施形態を示す断面斜視図である。
【図１２１】関節接合システムの一部分を示す断面斜視図である。

【図１２２】中立位置にある図１２１の関節接合システムを示す断面図である。
【図１２３】関節接合位置にある図１２１及び１２２の関節接合システムを示す別の断面図である。
【図１２４】明瞭にするために一部を省略した図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の一部分を示す側面立面図である。
【図１２５】明瞭にするために一部を省略した図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の一部分を示す後面斜視図である。
【図１２６】明瞭にするために一部を省略した図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の一部分を示す後面立面図である。
【図１２７】明瞭にするために一部を省略した図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の一部分を示す正面斜視図である。
【図１２８】明瞭にするために一部を省略した図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の一部分を示す側面立面図である。
【図１２９】図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の逆転システムの例示的実施形態を示す分解組立図である。
【図１３０】図１２９の逆転システムのレバーアームの実施形態を示す斜視図である。
【図１３１】図１２９の逆転システムのナイフリトラクタボタンを示す斜視図である。
【図１３２】明瞭にするために一部を省略し、レバーアームが逆転装置と作動可能に係合している、図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の一部分を示す斜視図である。
【図１３３】明瞭にするために一部を省略し、レバーアームが非作動位置にある、図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の一部分を示す斜視図である。
【図１３４】明瞭にするために一部を省略し、レバーアームが逆転装置と作動可能に係合している、図１１８～１２０の外科用器具の実施形態の一部分を示す別の斜視図である。
【図１３５】駆動軸アセンブリを作動させたときにエンドエフェクタの回転をもたらす位置へとシフターボタンアセンブリが移動している、図１１８～１２０の外科用器具の実施形態のハンドルアセンブリ部分の一部分を示す側面立面図である。
【図１３６】駆動軸アセンブリを作動させたときにエンドエフェクタ内の発射部材の発射をもたらす別の位置へとシフターボタンアセンブリが移動している、図１１８～１２０の外科用器具の実施形態のハンドルアセンブリ部分の一部分を示す別の側面立面図である。
【図１３７】係止可能な関節継手の実施形態を備えた別の外科用ツールの実施形態の一部分を示す断面図である。
【図１３８】１つの形態で関節接合された図１３７の外科用ツールの一部分を示す別の断面図である。
【図１３９】別の形態で関節接合された図１３７及び１３８の外科用ツールの一部分を示す別の断面図である。
【図１４０】図１３７の線１４０－１４０で取った図１３７に示される関節係止システムの実施形態を示す断面図である。
【図１４１】図１４０の線１４１－１４１で取った図１４０の関節係止システムを示す断面図である。
【図１４２】図１３７の線１４２－１４２で取った図１３７の外科用ツールの一部分を示す断面図である。
【図１４３】図１３８に例証される第１の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第１及び第２の係止リングが締付け又は係止形態にあるときの係止ワイヤの位置を示す図である。
【図１４４】図１３８に例証される第１の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第１及び第２の係止リングが反ってそれら個々の締付け解除又は係止解除位置に至っているときの係止ワイヤの位置を示す図である。
【図１４５】図１３９に例証される第２の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第１及び第２の係止リングが締付け又は係止形態にあるときの係止ワイヤの位置を示す図である。

【図１４６】図１３９に例証される第１の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第１及び第２の係止リングが反ってそれら個々の締付け解除又は係止解除位置に至っているときの係止ワイヤの位置を示す図である。
【図１４７】細長い軸アセンブリに対してエンドエフェクタが関節接合されているときの係止ワイヤを示す別の図である。
【図１４８】アンビルアセンブリが閉鎖位置にあるエンドエフェクタの別の実施形態を示す断面図である。
【図１４９】図１４８のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。
【図１５０】アンビルアセンブリが閉鎖位置にある図１４８及び１４９のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。
【図１５１】発射部材を駆動するように構成された駆動伝達装置を例証する図１４８～１５０のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。
【図１５２】駆動伝達装置が長手方向ツール軸線を中心にしてエンドエフェクタ全体を回転させるように構成された、図１４８～１５１のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。
【図１５３】駆動伝達装置がアンビルアセンブリを作動させるように構成された、図１４８の線１５３－１５３で取った図１４８～１５２のエンドエフェクタを示す断面図である。
【図１５４】駆動伝達装置が発射部材を発射するように構成された、図１４８の線１５４－１５４で取った図１４８～１５３のエンドエフェクタを示す断面図である。
【図１５５】駆動伝達装置がアンビルアセンブリを作動させるように構成された、図１４８の線１５５－１５５で取った図１４８～１５４のエンドエフェクタを示す断面図である。
【図１５６】図１４６の線１５６－１５６で取った図１４８～１５５のエンドエフェクタを示す断面図である。
【図１５７】エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面斜視図である。
【図１５８】図１５７のエンドエフェクタの細長いチャネルを示す斜視図である。
【図１５９】アンビルばねの実施形態を示す斜視図である。
【図１６０】発射部材をその最遠位位置まで駆動させた後でアンビルが閉鎖位置にある、図１５７のエンドエフェクタを示す側面断面図である。
【図１６１】図１６０の線１６１－１６１で取った図１６０のエンドエフェクタの一部分を示す断面図である。
【図１６２】発射部材が撤回されている、図１５７、１６０、及び１６１のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。
【図１６３】線１６３－１６３で取った図１６２のエンドエフェクタの一部分を示す断面図である。
【図１６４】発射部材がその最近位位置にある、図１５７及び１６０～１６３のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。
【図１６５】図１６４の線１６５－１６５で取った図１５７及び１６０～１６４のエンドエフェクタを示す断面図である。
【図１６６】ソレノイドが閉鎖管をその最近位位置まで引っ張った後の図１５７及び１６０～１６５のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。
【図１６７】図１６６の線１６７－１６７で取った図１５７及び１６０～１６６のエンドエフェクタを示す断面図である。
【図１６８】アンビルが開放位置にあり、ソレノイドが閉鎖管をその最近位位置まで引っ張った後の、図１５７及び１６０～１６７のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。
【図１６９】発射部材がその開始位置まで移動した後の、図１５７及び１６０～１６８のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。
【図１７０】アンビルアセンブリが閉鎖され、発射部材が発射できる状態である、図１５

7及び160～169のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。
【図171】エンドエフェクタに取り付けられてもよい遠位軸部分を、ロボットシステムのツール装着部分又はハンドルアセンブリに連結されてもよい近位軸部分に連結するための、別の急速脱着構成を示す部分断面図である。
【図172】図171の急速脱着構成を示す別の部分断面図である。
【図173】図171及び172の急速脱着構成の近位軸部分を示す端面図である。
【図174】図171及び172の急速脱着構成の軸線方向に移動可能な係止カラーの実施形態を示す断面図である。
【図174A】図174の係止カラーの実施形態を示す斜視図である。
【図175】遠位側及び近位側駆動軸部分の最初の連結を例証する、図171及び172の急速脱着構成を示す別の断面図である。
【図176】対応する関節接合ケーブルセグメントの最初の連結を例証する、図171、172、及び175の急速脱着構成を示す別の断面図である。
【図177】遠位側駆動軸部分を近位側駆動軸部分に係止した後の図175の急速脱着構成を示す別の断面図である。
【図178】対応する関節接合ケーブルセグメントを共に係止した後の図176の急速脱着構成を示す別の断面図である。
【発明を実施するための形態】
【0004】
本願の出願人はまた、本願と同日付けで出願されており、それぞれの全内容を参照により本明細書にそれぞれ援用する、以下の特許出願を所有している。
1．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Flexible Drive Member」、（代理人整理番号第END7131USNP／120135）。
2．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Multi-Functional Powered Surgical Device with External Dissection Features」、（代理人整理番号第END7132USNP／120136）。
3．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Coupling Arrangements for Attaching Surgical End Effectors to Drive Systems Therefor」、（代理人整理番号第END7133USNP／120137）。
4．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Rotary Actuatable Closure Arrangement for Surgical End Effector」、（代理人整理番号第END7134USNP／120138）。
5．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Surgical End Effectors Having Angled Tissue-Contacting Surfaces」、（代理人整理番号第END7135USNP／120139）。
6．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Interchangeable End Effector Coupling Arrangement」、（代理人整理番号第END7136USNP／120140）。
7．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Surgical End Effector Jaw and Electrode Configurations」、（代理人整理番号第END7137USNP／120141）。
8．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Multi-Axis Articulating and Rotating Surgical Tools」、（代理人整理番号第END7138USNP／120142）。
9．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Differential Locking Arrangements for Rotary Powered

Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔｓ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１３９ＵＳＮＰ／１２０１４３）。

１０．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｉｎｔｅｒｃｈａｎｇｅａｂｌｅ　Ｃｌｉｐ　Ａｐｐｌｉｅｒ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４０ＵＳＮＰ／１２０１４４）。

１１．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｆｉｒｉｎｇ　Ｓｙｓｔｅｍ　Ｌｏｃｋｏｕｔ　Ａｒｒａｎｇｅｍｅｎｔｓ　ｆｏｒ　Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔｓ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４１ＵＳＮＰ／１２０１４５）。

１２．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｒｏｔａｒｙ　Ｄｒｉｖｅ　Ｓｈａｆｔ　Ａｓｓｅｍｂｌｉｅｓ　ｆｏｒ　Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔｓ　ｗｉｔｈ　Ａｒｔｉｃｕｌａｔａｂｌｅ　Ｅｎｄ　Ｅｆｆｅｃｔｏｒｓ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４２ＵＳＮＰ／１２０１４６）。

１３．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｒｏｔａｒｙ　Ｄｒｉｖｅ　Ａｒｒａｎｇｅｍｅｎｔｓ　ｆｏｒ　Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔｓ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４３ＵＳＮＰ／１２０１４７）。

１４．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｒｅｐｌａｃｅａｂｌｅ　Ｃｌｉｐ　Ｃａｒｔｒｉｄｇｅ　ｆｏｒ　ａ　Ｃｌｉｐ　Ａｐｐｌｉｅｒ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４５ＵＳＮＰ／１２０１４９）。

１５．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｅｍｐｔｙ　Ｃｌｉｐ　Ｃａｒｔｒｉｄｇｅ　Ｌｏｃｋｏｕｔ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４６ＵＳＮＰ／１２０１５０）。

１６．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ　Ｓｙｓｔｅｍ　Ｉｎｃｌｕｄｉｎｇ　Ｒｅｐｌａｃｅａｂｌｅ　Ｅｎｄ　Ｅｆｆｅｃｔｏｒｓ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４７ＵＳＮＰ／１２０１５１）。

１７．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｒｏｔａｒｙ　Ｓｕｐｐｏｒｔ　Ｊｏｉｎｔ　Ａｓｓｅｍｂｌｉｅｓ　ｆｏｒ　Ｃｏｕｐｉｎｇ　ａ　Ｆｉｒｓｔ　Ｐｏｒｔｉｏｎ　ｏｆ　ａ　Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ　ｔｏ　ａ　Ｓｅｃｏｎｄ　Ｐｏｒｔｉｏｎ　ｏｆ　ａ　Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ」（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４８ＵＳＮＰ／１２０１５２）。

１８．米国特許出願第＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿＿号、発明の名称「Ｅｌｅｃｔｒｏｄｅ　Ｃｏｎｎｅｃｔｉｏｎｓ　ｆｏｒ　Ｒｏｔａｒｙ　Ｄｒｉｖｅｎ　Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｔｏｏｌｓ」、（代理人整理番号第ＥＮＤ７１４９ＵＳＮＰ／１２０１５３）。

【０００５】

出願人はまた、それぞれの全体を参照により本明細書にそれぞれ援用する、以下の特許出願を所有している。

－米国特許出願第１３／１１８，２５９号、発明の名称「Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ　Ｗｉｔｈ　Ｗｉｒｅｌｅｓｓ　Ｃｏｍｍｕｎｉｃａｔｉｏｎ　Ｂｅｔｗｅｅｎ　ａ　Ｃｏｎｔｒｏｌ　Ｕｎｉｔ　ｏｆ　ａ　Ｒｏｂｏｔｉｃ　Ｓｙｓｔｅｍ　ａｎｄ　Ｒｅｍｏｔｅ　Ｓｅｎｓｏｒ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９５２７０　Ａ１号。

－米国特許出願第１３／１１８，２１０号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｃｏｎｔｒｏｌｌｅｄ　Ｄｉｓｐｏｓａｂｌｅ　Ｍｏｔｏｒ　Ｄｒｉｖｅｎ　Ｌｏａｄｉｎｇ　Ｕｎｉｔ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９０８５５　Ａ１号。

－米国特許出願第１３／１１８，１９４号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｃｏｎｔｒｏｌｌｅｄ　Ｅｎｄｏｓｃｏｐｉｃ　Ａｃｃｅｓｓｏｒｙ　Ｃｈａｎｎｅｌ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９５２４２号。

－米国特許出願第１３／１１８，２５３号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｃｏｎｔｒｏｌｌｅｄ　Ｍｏｔｏｒｉｚｅｄ　Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９５２６９　Ａ１号。

－米国特許出願第１３／１１８，２７８号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｃｏｎｔｒｏｌｌｅｄ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｓｔａｐｌｉｎｇ Ｄｅｖｉｃｅｓ Ｔｈａｔ Ｐｒｏｄｕｃｅ Ｆｏｒｍｅｄ Ｓｔａｐｌｅｓ Ｈａｖｉｎｇ Ｄｉｆｆｅｒｅｎｔ Ｌｅｎｇｔｈｓ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９０８５１ Ａ１号。
－米国特許出願第１３／１１８，１９０号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｃｏｎｔｒｏｌｌｅｄ Ｍｏｔｏｒｉｚｅｄ Ｃｕｔｔｉｎｇ ａｎｄ Ｆａｓｔｅｎｉｎｇ Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ」、米国特許出願公開第２０１１－０２８８５７３ Ａ１号。
－米国特許出願第１３／１１８，２２３号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｃｏｎｔｒｏｌｌｅｄ Ｓｈａｆｔ Ｂａｓｅｄ Ｒｏｔａｒｙ Ｄｒｉｖｅ Ｓｙｓｔｅｍｓ Ｆｏｒ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔｓ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９０８５４ Ａ１号。
－米国特許出願第１３／１１８，２６３号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｃｏｎｔｒｏｌｌｅｄ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ Ｈａｖｉｎｇ Ｒｅｃｏｒｄｉｎｇ Ｃａｐａｂｉｌｉｔｉｅｓ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９５２９５ Ａ１号。
－米国特許出願第１３／１１８，２７２号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｃｏｎｔｒｏｌｌｅｄ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ Ｗｉｔｈ Ｆｏｒｃｅ Ｆｅｅｄｂａｃｋ Ｃａｐａｂｉｌｉｔｉｅｓ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９０８５６ Ａ１号。
－米国特許出願第１３／１１８，２４６号、発明の名称「Ｒｏｂｏｔｉｃａｌｌｙ－Ｄｒｉｖｅｎ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔ Ｗｉｔｈ Ｅ－Ｂｅａｍ Ｄｒｉｖｅｒ」、米国特許出願公開第２０１１－０２９０８５３ Ａ１号、並びに、
－米国特許出願第１３／１１８，２４１号、発明の名称「Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｓｔａｐｌｉｎｇ Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔｓ Ｗｉｔｈ Ｒｏｔａｔａｂｌｅ Ｓｔａｐｌｅ Ｄｅｐｌｏｙｍｅｎｔ Ａｒｒａｎｇｅｍｅｎｔｓ」。

【０００６】

本明細書に開示する装置及び方法の構造、機能、製造、並びに用途の原理が総括的に理解されるように、特定の例示的実施形態について以下に記載する。これらの例示的実施形態の１つ以上の実施例を添付図面に例証する。本明細書にて具体的に記載し添付図面にて例証するデバイス及び方法は、非限定的な例示的実施形態であり、本発明の様々な例示的実施形態の範囲は請求項によってのみ定義されることが、当業者には理解されるであろう。ある例示的実施形態と関連して例証又は記載する特徴は、他の例示的実施形態の特徴と組み合わされてもよい。かかる修正及び変形は本発明の範囲内に含まれるものとする。

【０００７】

図１は、図２に示されるタイプのロボットアームスレーブカート２０と関連して使用されるマスターコントローラ１２を示す。マスターコントローラ１２及びロボットアームスレーブカート２０、並びにそれら個々の構成要素及び制御システムを、本明細書ではまとめてロボットシステム１０と呼ぶ。かかるシステム及びデバイスの例は、参照により本明細書に援用されている米国特許第７，５２４，３２０号に開示されている。したがって、かかるデバイスの様々な詳細については、本明細書に開示する様々な例示的実施形態を理解するのに必要なことがある範囲を越えては、本明細書では詳細に記載しないこととする。周知のように、マスターコントローラ１２は一般に、外科医が立体ディスプレイ１６を介して処置を観察する間、外科医によって把持され空間を介して操作される、マスターコントローラ（図１では全体的に１４として表される）を含む。マスターコントローラ１２は、一般に、好ましくは複数の自由度で移動し、ツールを作動させる（例えば、把持顎を閉じる、電位を電極に印加する、などを行う）ための作動可能なハンドルを更に有する場合が多い、手動入力デバイスを備える。

【０００８】

図２に見られるように、ロボットアームカート２０は、全体的に３０として指定される複数の外科用ツールを作動させるように構成される。マスターコントローラ及びロボット

アームカートの構成を用いる様々なロボット手術のシステム及び方法が、その開示内容の全体を参照により本明細書に援用する、米国特許第６，１３２，３６８号、発明の名称「Ｍｕｌｔｉ－Ｃｏｍｐｏｎｅｎｔ Ｔｅｌｅｐｒｅｓｅｎｃｅ Ｓｙｓｔｅｍ ａｎｄ ｍｅｔｈｏｄ」に開示されている。図示されるように、ロボットアームカート２０は基部２２を含み、図示される実施形態では、そこから３つの外科用ツール３０が支持されている。外科用ツール３０はそれぞれ、一般にセットアップ継手３２と呼ばれる一連の手動関節接合可能なリンク機構と、ロボットマニピュレータ３４とによって支持される。本明細書では、これらの構造は、ロボットリンク機構の大部分を覆って延在する保護カバーと共に示されている。これらの保護カバーは任意のものであってもよく、また、かかるデバイスを操作するのに使用されるサーボ機構が受ける慣性を最小限に抑え、可動構成要素の体積を限定することで衝突を回避し、かつカート２０全体の重量を制限するため、サイズが限定されるか又は完全に排除されてもよい。カート２０は、一般に、手術室間でカート２０を運搬するのに適した寸法を有する。カート２０は、一般的に、標準的な手術室のドアを通り抜け、標準的な病院のエレベータに載せられるように構成される。カート２０は、好ましくは一定の重量を有し、一人の係員がカート２０を手術台に隣接して位置付けることを可能にする、ホイール（又は他の運搬）システムを含む。

【０００９】

次に図3を参照すると、図示されるロボットマニピュレータ３４は、外科用ツール３０の移動を拘束するリンク機構３８を含む。リンク機構３８は、その開示全体を参照により本明細書に援用する米国特許第５，８１７，０８４号により詳細に記載されているように、外科用ツール３０が空間内の点４０を中心にして回転するようにして、平行四辺形の構成で回転継手によって共に連結された剛性のリンクを含む。この平行四辺形の構成により、回転は、ピッチ軸と呼ばれる場合がある軸線４０ａを中心とした旋回に拘束される。平行四辺形のリンク機構を支持するリンクは、セットアップ継手３２（図2）に旋回可能に装着されるので、外科用ツール３０は、ヨー軸と呼ばれる場合がある軸線４０ｂを中心として更に回転する。ピッチ軸及びヨー軸４０ａ、４０ｂは、外科用ツール３０の軸４４に沿って整列されたリモートセンター４２で交差する。外科用ツール３０は、長手方向ツール軸線「ＬＴ－ＬＴ」に沿った外科用ツール３０の摺動運動を含むマニピュレータ５０により支持される更なる被駆動自由度を有してもよい。外科用ツール３０がツールの軸線ＬＴ－ＬＴに沿ってマニピュレータ５０に対して摺動する際（矢印４０ｃ）、リモートセンター４２はマニピュレータ５０の基部５２に対して固定されたままである。したがって、マニピュレータ全体は、概して、リモートセンター４２を再位置決めするように移動する。マニピュレータ５０のリンク機構５４は一連のモータ５６によって駆動される。これらのモータは、制御システムのプロセッサからのコマンドに応じてリンク機構５４を能動的に移動させる。モータ５６はまた、外科用ツール３０を操作するのに用いられる。代替のセットアップ継手構造を図4に示す。この実施形態では、外科用ツール３０は、２つの組織操作ツール間にある代替のマニピュレータ構造５０’によって支持される。

【００１０】

他の実施形態は、その開示全体を参照により本明細書に援用する米国特許第５，８７８，１９３号、発明の名称「Ａｕｔｏｍａｔｅｄ Ｅｎｄｏｓｃｏｐｅ Ｓｙｓｔｅｍ Ｆｏｒ Ｏｐｔｉｍａｌ Ｐｏｓｉｔｉｏｎｉｎｇ」に記載されているものを含む種々様々な代替のロボット構造を組み込んでもよい。それに加えて、ロボット構成要素とロボット手術システムのプロセッサとの間のデータ通信については、外科用ツール３０とマスターコントローラ１２との間の通信に関連して記載しているが、マニピュレータ、セットアップ継手、内視鏡又は他の画像撮影デバイスなどの回路機構と、構成要素の適合性評価、構成要素の種類の識別、構成要素の校正（オフセットなど）の通信、ロボット手術システムに対する構成要素の連結の確認などを行うロボット手術システムのプロセッサとの間で、同様の通信が行われてもよい。

【００１１】

ロボットシステム１０と共に使用するのに良く適合された外科用ツール１００を図5に

示す。その図面に見られるように、外科用ツール１００は、エンドカッターを備える外科用エンドエフェクタ１０００を含む。外科用ツール１００は、一般に、全体的に３００として指定されるツール装着部分によってマニピュレータ５０に動作可能に連結される、細長い軸アセンブリ２００を含む。外科用ツール１００は、ツール装着部分３００をマニピュレータに機械的及び電気的に連結するインターフェース３０２を更に含む。１つのインターフェース３０２が図６～１０に示されている。図６～１０に示される実施形態では、ツール装着部分３００は、複数（図１０には４つが示される）の回転可能な本体部分、被駆動要素３０６の表面から延在する一対のピン３０８をそれぞれ含む被駆動ディスク又は要素３０６を動作可能に支持する、ツール装着プレート３０４を含む。一方のピン３０８は、同じ被駆動要素３０６上の他方のピン３０８よりもそれぞれの被駆動要素３０６の回転軸に近く、そのことが、被駆動要素３０６の正の角度アラインメントを担保する助けとなっている。インターフェース３０２は、以下で更に考察するように、装着プレート３０４を装着可能に係合するように構成された、アダプタ部分３１０を含んでもよい。図示されるアダプタ部分３１０は、ツール装着部分３００内の回路基板によってメモリ構造に連結されてもよい、電気的接続ピン３１２のアレイ（図８）を含む。インターフェース３０２について、本明細書では、機械的、電気的、及び磁気的連結要素に関連して記載しているが、他の実施形態では、赤外線、誘導結合などを含む種々様々な遠隔測定の様式が使用されてもよいことを理解されたい。

【００１２】

図６～９に見られるように、アダプタ部分３１０は、一般に、ツール側面３１４及びホルダ側面３１６を含む。複数の回転可能な本体３２０は、アダプタ３１０の主表面に対して垂直な周囲のアダプタ構造に対する限定された移動範囲を有する、浮動プレート３１８に装着される。浮動プレート３１８の軸線方向移動は、ツール装着部分ハウジング（図示なし）の側面に沿ってレバー又は他のラッチ構造を作動させたとき、回転可能な本体３２０をツール装着部分３００から切り離す助けとなる。他の実施形態は、ツール装着部分３００をアダプタ３１０に解除可能に連結するための他の機構／構成を用いてもよい。図６～１０の実施形態では、回転可能な本体３２０は、回転可能な本体３２０の周りの円周方向陥凹部内へと延在する弾性の径方向部材によって、浮動プレート３１８に弾性的に装着される。回転可能な本体３２０は、これらの弾性構造が撓むことによってプレート３１８に対して軸線方向に移動することができる。第１の軸線方向位置（ツール側面３１４に向かう）で配設されると、回転可能な本体３２０は角度の制限なく自由に回転することができる。しかしながら、回転可能な本体３２０がツール側面３１４に向かって軸線方向に移動するにつれて、タブ３２２（回転可能な本体３２０から径方向で延在する）が浮動プレート上の移動止めを横方向で係合することによって、回転可能な本体３２０のそれらの軸線を中心にした角度回転が制限される。このような制限された回転を使用することで、ピン３３２が開口部３３４’と整列される（且つその中に滑り込む）まで駆動ピン３２２が回転可能な本体３２０を制限された回転位置へと押し込むようになるので、回転可能な本体３２０をロボットシステム１０の対応するツールホルダ部分３３０の駆動ピン３３２と駆動可能に係合する助けとすることができる。回転可能な本体３２０のツール側面３１４上にある開口部３３４及びホルダ側面３１６上にある開口部３３４’は、ツール装着部分３００の被駆動要素３０６（図１０）をツールホルダ３３０の駆動要素３３６と正確に整列するように構成される。被駆動要素３０６の内側及び外側ピン３０８に関して上述したように、開口部３３４、３３４’は、それら個々の回転可能な本体３０６上の回転軸から異なる距離にあるので、整列がその意図する位置から１８０度にならないことが担保される。それに加えて、開口部３３４はそれぞれ、円周方向でピン３０８を緊密に受け入れるように、わずかに径方向で細長くなっていてもよい。これにより、ピン３０８が開口部３３４内で径方向で摺動することが可能になると共に、ツール１００とツールホルダ３３０との間のある程度の軸線方向のミスアラインメントに適応する一方で、駆動要素と被駆動要素との間に角度ミスアラインメント及びバックラッシュがある場合にそれを最小限に抑えることが可能になる。ツール側面３１４の開口部３３４は、図９に最も明瞭に見られる

ように、ホルダ側面３１６の開口部３３４’（破線で示される）から約９０度ずれていてもよい。

【００１３】

図6～１０の実施形態では、電気コネクタピン３４０のアレイはアダプタ３１０のホルダ側面３１６上に位置し、アダプタ３１０のツール側面３１４は、ツール装着部分３００からピンアレイ（図示なし）を受け入れるスロット３４２（図9）を含む。外科用器具１００とツールホルダ３３０との間で電気信号を伝送することに加えて、これらの電気的接続の少なくとも一部は、アダプタ３１０の回路基板によってアダプタ記憶装置３４４（図8）に接続されてもよい。

【００１４】

図6～１０の実施形態では、アダプタ３１０をツールホルダ３３０に解除可能に固着するのに分離可能なラッチ構成３４６が用いられる。本明細書で使用するとき、「ツール駆動アセンブリ」という用語は、ロボットシステム１０との関連で使用される場合、アダプタ３１０及びツールホルダ３３０を少なくとも包含し、図6において１１０として全体が集合的に指定されている。図6に見られるように、ツールホルダ３３０は、アダプタ３１０に設けられた対応するクレビススロット３１１に受け入れられるようにサイズ決めされた第1のラッチピン構成３３７を含む。それに加えて、ツールホルダ３３０は、アダプタ３１０の対応するラッチクレビス３１３内で保持されるようにサイズ決めされた第2のラッチピン３３８を更に有する。図8を参照されたい。ラッチアセンブリ３１５は、アダプタ３１０上で移動可能に支持され、一対のラッチクレビス３１７が形成されており、そのラッチクレビス３１７は、ラッチピン３３８がそれら個々のラッチクレビス３１３内で保持される第1のラッチ留め位置から、クレビス３１７がクレビス３１３と整列されるラッチ解除位置へと付勢可能であって、第2のラッチピン３３８をラッチクレビス３１３に挿入するか又はそこから除去することができる。ラッチアセンブリをラッチ留め位置へと付勢するのに、１つ以上のばね（図示なし）が用いられる。アダプタ３１０のツール側面３１４上のリップは、ツール装着ハウジング（図示なし）の横方向に延在するタブを摺動可能に受け入れる。

【００１５】

次に図5及び１１～１６を参照すると、ツール装着部分３００は、細長い軸アセンブリ２００の遠位端に連結される特定のタイプのエンドエフェクタを動作させるのに必要な様々な形態の制御運動を発生させる、複数の駆動システムを動作可能に支持する。図5及び１１～１３に示されるように、ツール装着部分３００は、ロボットシステム１０のツール駆動アセンブリ１１０からの対応する「第1の」回転出力運動を受け入れ、その第1の回転出力運動を外科用エンドエフェクタに加えられる第1の回転制御運動に変換するように構成された、全体的に３５０として指定される第1の駆動システムを含む。図示される実施形態では、第1の回転制御運動は、細長い軸アセンブリ２００（及び外科用エンドエフェクタ１０００）を、長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にして回転させるのに用いられる。

【００１６】

図5及び１１～１３の実施形態では、第1の駆動システム３５０は、細長い軸アセンブリ２００の近位側閉鎖管セグメント２０２の近位端に形成された（又はそこに取り付けられた）管状歯車（tube gear）セグメント３５４を含む。近位側管セグメント２０２の近位端２０８は、ツール装着プレート３０４上に装着された前方支持クレードル３５２によって、ツール装着部分３００のツール装着プレート３０４上で回転可能に支持される。図１１を参照されたい。管状歯車セグメント３５４は、ツール装着プレート３０４上で動作可能に支持される第1の回転歯車アセンブリ３６０と噛合係合して支持される。図１１に見られるように、回転歯車アセンブリ３６０は、ツール装着部分３００がツール駆動アセンブリ１１０に連結されたとき、ツール装着プレート３０４のアダプタ側面３１６上にある被駆動ディスク又は要素３０６の対応する第1のものに連結される、第1の回転駆動歯車３６２を備える。図１０を参照されたい。回転歯車アセンブリ３６０は、ツール装着プ

レート３０４上で回転可能に支持される第1の回転被動歯車３６４を更に備える。第1の回転被動歯車３６４は第2の回転被動歯車３６６と噛合係合しており、その歯車３６６は管状歯車セグメント３５４と噛合係合している。ロボットシステム１０のツール駆動アセンブリ１１０から対応する被駆動要素３０６に対して第1の回転出力運動が加えられることにより、回転駆動歯車３６２の回転が引き起こされる。回転駆動歯車３６２の回転は、最終的には、長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にした細長い軸アセンブリ２００（及び外科用エンドエフェクタ１０００）の回転（図5で矢印「Ｒ」によって表される）をもたらす。ツール駆動アセンブリ１１０からの回転出力運動がある方向で加えられると、長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にした細長い軸アセンブリ２００及び外科用エンドエフェクタ１０００の回転が第1の回転方向でもたらされ、回転出力運動が反対方向で加えられると、細長い軸アセンブリ２００及び外科用エンドエフェクタ１０００の回転が、第1の回転方向とは反対の第2の方向でもたらされることが認識されるであろう。

【００１７】

図5及び１１～１６の実施形態では、ツール装着部分３００は、ロボットシステム１０のツール駆動アセンブリ１１０からの対応する「第2の」回転出力運動を受け入れ、その第2の回転出力運動を外科用エンドエフェクタに加えられる第2の回転制御運動に変換するように構成された、全体的に３７０として指定される第2の駆動システムを更に含む。第2の駆動システム３７０は、ツール装着部分３００がツール駆動アセンブリ１１０に連結されたとき、ツール装着プレート３０４のホルダ側面３１６上にある被駆動ディスク又は要素３０６の対応する第2のものに連結される、第2の回転駆動歯車３７２を含む。図１０を参照されたい。第2の駆動システム３７０は、ツール装着プレート３０４上で回転可能に支持される第1の回転被動歯車３７４を更に備える。第1の回転被動歯車３７４は、近位側駆動軸セグメント３８０上に移動可能且つ回転不能に装着された軸歯車３７６と噛合係合している。この図示される実施形態では、軸歯車３７６は、一連の軸線方向のキー溝３８４によって近位側駆動軸セグメント３８０上に回転不能に装着され、そのキー溝３８４によって、軸歯車３７６は、近位側駆動軸セグメント３８０に回転不能に固着された状態でセグメント３８０上を軸線方向に移動することができる。近位側駆動軸セグメント３８０が回転することによって、第2の回転制御運動が外科用エンドエフェクタ１０００に伝達される。

【００１８】

図5及び１１～１６の実施形態における第2の駆動システム３７０は、軸歯車３７６を移動させて第1の回転被動歯車３７４と噛合係合させたり係脱したりする、近位側駆動軸セグメント３８０を選択的に軸線方向にシフトするシフトシステム３９０を含む。例えば、図１１～１３に見られるように、近位側駆動軸セグメント３８０は、近位側駆動軸セグメント３８０が軸線方向に移動し、第2の支持クレードル３８２に対して回転できるようにして、軸線方向ツール装着プレート３０４に取り付けられた第2の支持クレードル３８２内で支持される。少なくとも1つの形態では、シフトシステム３９０は、ツール装着プレート３０４上で摺動可能に支持されたシフターヨーク３９２を更に含む。近位側駆動軸セグメント３８０は、シフターヨーク３９２内で支持され、セグメント上に一対のカラー３８６を有するので、ツール装着プレート３０４上でシフターヨーク３９２をシフトさせることは近位側駆動軸セグメント３８０の軸線方向移動をもたらす。少なくとも1つの形態では、シフトシステム３９０は、シフターヨーク３９２と動作可能にインターフェース接続するシフターソレノイド３９４を更に含む。シフターソレノイド３９４はロボットコントローラ１２から制御電力を受け入れ、それによって、シフターソレノイド３９４を始動させると、シフターシフターヨーク３９２が遠位方向「ＤＤ」で移動する。

【００１９】

この図示される実施形態では、軸ばね３９６は、軸歯車３７６と第2の支持クレードル３８２との間で近位側駆動軸セグメント３８０上で軸支されて、軸歯車３７６を近位方向「ＰＤ」で付勢し、第1の回転被動歯車３７４と噛合係合させる。図１１、１３、及び１４を参照されたい。ロボットシステム１０によって発生する回転出力運動に応じて第2の

回転駆動歯車３７２が回転することで、最終的には、近位側駆動軸セグメント３８０及びそれに連結された他の駆動軸構成要素（駆動軸アセンブリ３８８）が長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にして回転する。ツール駆動アセンブリ１１０からの回転出力運動がある方向で加えられると、近位側駆動軸セグメント３８０の回転、及び最終的にはそれに取り付けられた他の駆動軸構成要素の回転が第1の方向でもたらされ、回転出力運動が反対方向で加えられると、近位側駆動軸アセンブリ３８０の回転が、第1の方向とは反対の第２の方向でもたらされることが認識されるであろう。以下で更に詳細に考察するように、近位側駆動軸セグメント３８０を遠位方向「ＤＤ」でシフトさせることが望ましいとき、ロボットコントローラ１２はシフターソレノイド３９０を始動して、シフターヨーク３９２を遠位方向「ＤＤ」でシフトさせる。

【００２０】

図１７及び１８は、図5及び１１～１６に示される実施形態と同じ構成要素を用いる別の実施形態を示しているが、この実施形態は、近位側駆動軸セグメント３８０に対して回転駆動運動を供給するのに電池式の駆動モータ４００を用いる点が異なっている。かかる構成により、ツール装着部分がより高い回転出力運動及びトルクを発生させることが可能になり、これは、異なる形態のエンドエフェクタが用いられる場合に有利なことがある。それらの図面に見られるように、モータ４００は、モータ４００に連結された駆動歯車４０４が軸歯車３７６と噛合係合した状態で保持されるように、支持構造４０２によってツール装着プレート３０４に取り付けられる。図１７及び１８の実施形態では、支持構造４０２は、モータ４００が用いられていないときにハウジング部材（図示なし）を装着プレート３０４に取り付けるのを容易にするように設計される、ツール装着プレート３０４に形成されたラッチ切欠き３０３を解除可能に係合するように構成される。したがって、モータ４００を用いるには、臨床医はハウジングをツール装着プレート３０４から除去し、次に支持構造の脚体４０３をツール装着プレート３０４のラッチ切欠き３０３に挿入する。近位側駆動軸セグメント３８０及びそれに取り付けられた他の駆動軸構成要素は、モータ４００に電力供給することによって、長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にして回転する。図示されるように、モータ４００は電池式である。しかしながら、かかる構成では、モータ４００はロボットコントローラ１２とインターフェース接続するので、ロボットシステム１０がモータ４００の始動を制御する。代替実施形態では、モータ４００は、モータ４００自体又はツール装着部分３００上に装着されたオンオフスイッチ（図示なし）によって手動で作動可能である。更に他の実施形態では、モータ４００は、ロボットシステムから電力及び制御信号を受け入れてもよい。

【００２１】

図5及び１１～１６に示される実施形態は、モータが故障するか又はロボットシステムに対する電力が喪失若しくは中断された場合に、近位側駆動軸セグメント３８０に対して逆回転運動を手動で加えるための、全体的に４１０として指定される手動作動可能な逆転システムを含む。かかる手動作動可能な逆転システム４１０はまた、例えば、モータの電力のみで駆動軸構成要素が逆回転するのを防ぐような形で、駆動軸アセンブリ３８８が動かなくなるか又は別の形で固まったときに特に有用なことがある。図示される実施形態では、機械的に作動可能な逆転システム４１０は、第2の回転被動歯車３７６と選択的に係合可能であって、近位側駆動軸セグメント３８０に対して逆回転運動を加えるように手動作動可能である、駆動歯車アセンブリ４１２を含む。駆動歯車アセンブリ４１２は、ツール装着プレート３０４に移動可能に装着された逆転装置４１４を含む。逆転装置４１４は、スロット４１８を通してツール装着プレート３０４に移動可能に装着される旋回軸４１６上で回転可能に軸支される。図１２を参照されたい。図5及び１１～１６の実施形態では、手動作動可能な逆転システム４１０は、弓状の歯車セグメント４２４が形成された本体部分４２２を含む手動作動可能な駆動歯車４２０を更に含む。本体部分４２２は、ツール装着プレート３０４に対してほぼ垂直なアクチュエータ軸線Ａ－Ａ（図１１）を中心にして選択的に旋回移動するため、ツール装着プレート３０４に旋回可能に連結される。

【００２２】

図１１～１４は、第1の非作動位置にある手動作動可能な逆転システム４１０を示す。１つの例示的形態では、アクチュエータハンドル部分４２６は、本体部分４２２上に形成されるか、又は別の形で本体部分４２２に取り付けられる。アクチュエータハンドル部分４２６は、ハンドル部分４２６とツール装着プレート３０４との間に少量の干渉が確立されて、ハンドル部分４２６を第1の非作動位置で保持するようにして、ツール装着プレート３０４に対してサイズ決めされる。しかしながら、臨床医が駆動歯車アセンブリ４１２を手動で作動させたいとき、臨床医は、ハンドル部分４２６に対して旋回運動を加えることによって、締り嵌めを簡単に克服することができる。図１１～１４にやはり見られるように、駆動歯車アセンブリ４１２が第1の非作動位置にあるとき、弓状の歯車セグメント４２４は逆転装置４１４との噛合係合から外れている。臨床医が近位側駆動軸セグメント３８０に対して逆回転駆動運動を加えたいとき、臨床医は、駆動歯車４２０に対して旋回的なラチェット運動を加え始める。駆動歯車４２０が作動軸Ａ－Ａを中心にして旋回し始めるにつれて、本体４２２の ·部分が逆転装置４１４の ·部分に接触し、逆転装置４１４を遠位方向ＤＤで軸線方向に移動させて、駆動軸歯車３７６を第2の駆動システム３７０の第1の回転被動歯車３７４との噛合係合から係脱する。図１５を参照されたい。駆動歯車４２０が旋回するにつれて、弓状の歯車セグメント４２４は逆転装置４１４と噛合係合するようになる。駆動歯車４２０を引き続き徐々に動かすことで、駆動軸歯車３７６に対して、また最終的には近位側駆動軸セグメント３８０に対して逆回転駆動運動が加えられる。臨床医は、関連するエンドエフェクタ構成要素（１つ以上）を完全に解除するか又は逆転させるのに必要な回数、駆動歯車アセンブリ４１２を徐々に動かし続けてもよい。一旦所望量の逆回転運動が近位側駆動軸セグメント３８０に加えられると、臨床医は、弓状の歯車セグメント４１６が駆動軸歯車３７６との噛合係合から外れる開始位置又は非作動位置へと駆動歯車４２０を戻す。その位置にあるとき、軸ばね３９６はもう一度軸歯車３７６を付勢して、第2の駆動システム３７０の第1の回転被動歯車３７４と噛合係合させる。

【００２３】

使用の際、臨床医は、ロボットシステム１０のコントローラ又は制御ユニットに対して制御コマンドを入力してもよく、そのロボットシステム１０が、第2の駆動システム３７０の様々な構成要素に最終的に伝達される出力運動を「ロボット制御で発生させる」。本明細書で使用するとき、「ロボット制御で発生させる」又は「ロボット制御で発生した」という用語は、ロボットシステムのモータ及び他の電動駆動構成要素に電力供給し、それらを制御することによって生成される運動を指す。これらの用語は、臨床医が行う行為であって、それによって、ロボットシステムのモータに電力供給することによって発生するような運動とは独立して発生する制御運動をもたらす行為を指す、「手動作動可能な」又は「手動で発生した」という用語と区別可能である。ロボット制御で発生した制御運動を第2の駆動システムに第1の方向で加えることにより、第1の回転駆動運動が駆動軸アセンブリ３８８に加えられる。駆動軸アセンブリ３８８を第1の回転方向で回転させると、発射部材１２００は、エンドエフェクタ１０００内におけるその開始位置からその終了位置に向かって遠位方向「ＤＤ」で駆動される。ロボット制御で発生した制御運動を第2の駆動システムに第2の方向で加えることにより、第2の回転駆動運動が駆動軸アセンブリ３８８に加えられる。駆動軸アセンブリ３８８を第2の回転方向で回転させると、発射部材１２００は、エンドエフェクタ１０００内におけるその終了位置からその開始位置に向かって近位方向「ＰＤ」で駆動される。臨床医が回転制御運動を駆動軸アセンブリ３８８に手動で加えたいとき、駆動軸アセンブリ３８８は第2の回転方向で回転し、それによって発射部材１２００がエンドエフェクタ内において近位方向「ＰＤ」で移動する。同じ構成要素を含む他の実施形態は、回転制御運動を駆動軸アセンブリに手動で加えることによって、駆動軸アセンブリを第1の回転方向で回転させることができ、その回転を使用して、ロボット制御で発生した制御運動が発射部材１２００を遠位方向で駆動するのを支援することができるように構成される。

【００２４】

エンドエフェクタを発射し、閉鎖し、また回転させるのに使用される駆動軸アセンブリを手動で作動させシフトさせて、モータ（１つ以上）が故障するか、ロボットシステムが電力を失うか、又は他の電子的故障が発生した場合であっても、エンドエフェクタを解除し、手術部位並びに腹部から抜き取ることを可能にすることができる。ハンドル部分４２６を作動させることによって、作動力又は制御力が手動で発生し、その力が、手動作動可能な逆転システム４１０の様々な構成要素によって駆動軸アセンブリ３８８’に加えられる。ハンドル部分４２６がその非作動状態にある場合、付勢されて逆転装置４１４との作動可能な係合状態から係脱される。ハンドル部分４２６の作動を開始することによって付勢がシフトされる。ハンドル４２６は、発射部材１２００及びエンドエフェクタ１０００を完全に解除するのに必要な回数、作動を繰り返すように構成される。

【００２５】

図５及び１１～１６に示されるように、ツール装着部分３００は、ロボットシステム１０のツール駆動アセンブリ１１０からの対応する「第３の」回転出力運動を受け入れ、その第３の回転出力運動を第３の回転制御運動に変換するように構成された、第３の駆動システム４３０を含む。第３の駆動システム４３０は、ツール装着部分３００がツール駆動アセンブリ１１０に連結されたとき、ツール装着プレート３０４のホルダ側面３１６上にある被駆動ディスク又は要素３０６の対応する第３のものに連結される、第３の駆動プーリー４３２を含む。図１０を参照されたい。第３の駆動プーリー４３２は、軸アセンブリ２００に動作可能に連結されたエンドエフェクタに様々な制御運動又は操作運動を加えるのに使用されてもよい、対応する第３の駆動ケーブル４３４に対して、（ロボットシステム１０によってプーリーに加えられる対応する回転出力運動に応じて）第３の回転制御運動を加えるように構成される。図１１及び１２に最も著しく見られるように、第３の駆動ケーブル４３４は、第３の駆動スピンドルアセンブリ４３６の周りに延在する。第３の駆動スピンドルアセンブリ４３６はツール装着プレート３０４に旋回可能に装着され、第３の引張りばね４３８は第３の駆動スピンドルアセンブリ４３６とツール装着プレート３０４との間に取り付けられて、第３の駆動ケーブル４３４の所望の伸張量を維持する。図面に見られるように、第３の駆動ケーブル４３４のケーブル端部４３４Ａは、ツール装着プレート３０４に取り付けられたプーリーブロック４４０の上側部分の周りに延在し、ケーブル端部４３４Ｂは、プーリーブロック４４０上のシーブプーリー又はスタンドオフ４４２の周りに延在する。ツール駆動アセンブリ１１０からの第３の回転出力運動を一方向で加えることで、以下で更に詳細に考察するように、第３の駆動プーリー４３２が第１の方向で回転し、ケーブル端部４３４Ａ及び４３４Ｂを対向する方向で回転させて、エンドエフェクタ１０００又は細長い軸アセンブリ２００に対して制御運動を加えることが認識されるであろう。即ち、第３の駆動プーリー４３２を第１の回転方向で回転させると、ケーブル端部４３４Ａが遠位方向「ＤＤ」で移動し、ケーブル端部４３４Ｂが近位方向「ＰＤ」で移動する。第３の駆動プーリー４３２が反対の回転方向で回転することによって、ケーブル端部４３４Ａが近位方向「ＰＤ」で移動し、ケーブル端部４３４Ｂが遠位方向「ＤＤ」で移動する。

【００２６】

図５及び１１～１６に示されるツール装着部分３００は、ロボットシステム１０のツール駆動アセンブリ１１０からの対応する「第４の」回転出力運動を受け入れ、その第４の回転出力運動を第４の回転制御運動に変換するように構成された、第４の駆動システム４５０を含む。第４の駆動システム４５０は、ツール装着部分３００がツール駆動アセンブリ１１０に連結されたとき、ツール装着プレート３０４のホルダ側面３１６上にある被駆動ディスク又は要素３０６の対応する第４のものに連結される、第４の駆動プーリー４５２を含む。図１０を参照されたい。第４の駆動プーリー４５２は、軸アセンブリ２００に動作可能に連結されたエンドエフェクタに様々な制御運動又は操作運動を加えるのに使用されてもよい、対応する第４の駆動ケーブル４５４に対して、（ロボットシステム１０によってプーリーに加えられる対応する回転出力運動に応じて）第４の回転制御運動を加えるように構成される。図１１及び１２に最も著しく見られるように、第４の駆動ケーブル

４５４は第４の駆動スピンドルアセンブリ４５６の周りに延在する。第４の駆動スピンドルアセンブリ４５６はツール装着プレート３０４に旋回可能に装着され、第４の引張りばね４５８は第４の駆動スピンドルアセンブリ４５６とツール装着プレート３０４との間に取り付けられて、第４の駆動ケーブル４５４の所望の伸張量を維持する。第４の駆動ケーブル４５４のケーブル端部４５４Ａは、ツール装着プレート３０４に取り付けられたプーリーブロック４４０の下側部分の周りに延在し、ケーブル端部４５４Ｂは、プーリーブロック４４０上のシーブプーリー又は第４のスタンドオフ４６２の周りに延在する。ツール駆動アセンブリ１１０からの回転出力運動を一方向で加えることで、以下で更に詳細に考察するように、第４の駆動プーリー４５２が第１の方向で回転し、ケーブル端部４５４Ａ及び４５４Ｂを対向する方向で回転させて、エンドエフェクタ又は細長い軸アセンブリ２００に対して制御運動を加えることが認識されるであろう。即ち、第４の駆動プーリー４３４を第１の回転方向で回転させると、ケーブル端部４５４Ａが遠位方向「ＤＤ」で移動し、ケーブル端部４５４Ｂが近位方向「ＰＤ」で移動する。第４の駆動プーリー４５２が反対の回転方向で回転することによって、ケーブル端部４５４Ａが近位方向「ＰＤ」で移動し、ケーブル端部４５４Ｂが遠位方向「ＤＤ」で移動する。

【００２７】

図５に示されるような外科用ツール１００は関節継手７００を含む。かかる実施形態では、第３の駆動システム４３０は「第１の関節駆動システム」とも呼ばれてもよく、第４の駆動システム４５０は、本明細書では「第２の関節駆動システム」と呼ばれてもよい。同様に、第３の駆動ケーブル４３４は「第１の近位側関節接合ケーブル」と呼ばれてもよく、第４の駆動ケーブル４５４は、本明細書では「第２の近位側関節接合ケーブル」と呼ばれてもよい。

【００２８】

図５及び１１～１６に示される実施形態のツール装着部分３００は、駆動ロッドアセンブリ４９０を軸線方向に変位させるように構成された、全体的に４７０として指定される第５の駆動システムを含む。駆動ロッドアセンブリ４９０は、近位側駆動軸セグメント３８０及び駆動軸アセンブリ３８８を通って延在する近位側駆動ロッドセグメント４９２を含む。図１３を参照されたい。第５の駆動システム４７０は、ツール装着プレート３０４上で摺動可能に支持される移動可能な駆動ヨーク４７２を含む。近位側駆動ロッドセグメント４９２は、駆動ヨーク３７２内で支持され、セグメント上に一対の保持ボール（retainer ball）３９４を有するので、ツール装着プレート３０４上で駆動ヨーク３７２をシフトさせることは近位側駆動ロッドセグメント４９２の軸線方向移動をもたらす。少なくとも１つの例示的形態では、第５の駆動システム３７０は、駆動ヨーク４７２と動作可能にインターフェース接続する駆動ソレノイド４７４を更に含む。駆動ソレノイド４７４はロボットコントローラ１２からの制御電力を受け入れる。駆動ソレノイド４７４を第１の方向に作動させることによって、駆動ロッドアセンブリ４９０が遠位方向「ＤＤ」で移動し、駆動ソレノイド４７４を第２の方向に作動させることによって、駆動ロッドアセンブリ４９０が近位方向「ＰＤ」で移動する。図５に見られるように、エンドエフェクタ１０００は、軸線方向の閉鎖運動を閉鎖システムに加えると開放位置と閉鎖位置との間で移動可能である、アンビル部分を含む。図５及び１１～１６の図示される実施形態では、第５の駆動システム４７０は、かかる閉鎖運動を発生させるのに用いられる。したがって、第５の駆動システム４７０は「閉鎖駆動装置」とも呼ばれてもよい。

【００２９】

図５に示される実施形態は、細長い軸アセンブリ２００によってツール装着部分３００に取り付けられる外科用エンドエフェクタ１０００を含む。その図示される実施形態では、細長い軸アセンブリは、軸アセンブリ２００の遠位部分２３０を軸アセンブリ２００の近位軸部分２０１に迅速に取り付けるのを容易にする、急速脱着構成又は継手２１０の形態の連結構成を含む。急速脱着継手２１０は、駆動運動源からの制御運動をそれに動作可能に連結されたエンドエフェクタに対して提供するのに使用される、複数の駆動列構成要素の迅速な取付け及び分離を容易にするのに役立つ。図５及び１９に示される実施形態で

は、例えば、急速脱着継手２１０は、エンドエフェクタ１０００の遠位軸部分２３０を近位軸部分２０１に連結するのに用いられる。

【００３０】

次に図１９～２３を参照すると、連結構成又は急速脱着継手２１０は、近位側駆動列アセンブリを動作可能に支持するように構成された近位側連結具部材２１２と、少なくとも１つ、好ましくは複数の遠位側駆動列アセンブリを動作可能に支持するように構成された遠位側連結具部材２３２とを含む。図5 及び１９の実施形態では、第３の駆動システム４３０（即ち、第1 の関節駆動システム）及び第４の駆動システム４５０（即ち、第2 の関節駆動システム）は、関節継手7００に対して関節運動を加えるのに用いられる。例えば、第３の駆動システム４３０は、ケーブル端部４３４Ａ、４３４Ｂを有する第1 の近位側関節接合ケーブル４３４に対して制御運動を加えて、関節継手7００を中心にして第1 及び第2 の関節接合方向にエンドエフェクタ１０００を関節接合するのに役立つ。同様に、第4 の駆動システム４５０は、ケーブル端部４５４Ａ、４５４Ｂを有する第2 の近位側関節接合ケーブル４５４に対して制御運動を加えて、第3 及び第4 の関節接合方向にエンドエフェクタ１０００を関節接合するのに役立つ。

【００３１】

図２０を参照すると、近位側連結具部材２１２は、中にある直径方向に対向する第1 のスロット２１４の第1 の対と、中にある直径方向に対向する第2 のスロット２１８の第2 の対（図２０では1 つのスロット２１８のみを見ることができる）とを有する。第1 の近位側関節構成体又はリンク２２２は、対向する第1 のスロット２１４それぞれで支持される。第2 の近位側関節構成体又はリンク２２６は、第2 のスロット２１８それぞれで支持される。ケーブル端部４３４Ａは、近位側関節リンク２２２の一方にあるスロットを通って延在し、それに取り付けられる。同様に、ケーブル端部４３４Ｂは、他方の近位側関節リンク２２２にあるスロットを通って延在し、それに取り付けられる。ケーブル端部４３４Ａとその対応する近位側関節構成体又はリンク２２２及びケーブル端部４３４Ｂとその対応する近位側関節構成体又はリンク２２２は、まとめて「第1 の近位側関節駆動列アセンブリ」２１７と称される。ケーブル端部４５４Ａは、近位側関節リンク２２６の一方にあるスロットを通って延在し、それに取り付けられる。ケーブル端部４５４Ｂは、他方の近位側関節リンク２２６にあるスロットを通って延在し、それに取り付けられる。ケーブル端部４５４Ａとその対応する近位側関節構成体又はリンク２２６及びケーブル端部４５４Ｂとその対応する近位側関節構成体又はリンク２２６は、まとめて「第2 の近位側関節駆動列アセンブリ」２２１と呼ばれる。

【００３２】

図２１に見られるように、遠位軸部分２３０は、遠位側連結具部材２３２を支持する遠位側外管部分２３１を含む。遠位側連結具部材２３２は、中にある直径方向に対向する第２のスロット２３４の第1 の対と、中にある直径方向に対向する第2 のスロット２３８の第2 の対とを有する。図２０を参照されたい。遠位側関節構成体又はリンク２４２の第1 の対は、対向する第1 のスロット２３４で支持される。遠位側関節構成体又はリンク２４６の第2 の対は、スロット２３８の第2 の対で支持される。第1 の遠位側ケーブルセグメント４４４は、第1 のスロット２３４の一方、及びそれに取り付けられる遠位側関節リンク２４２の一方にあるスロットを通って延在する。主要な遠位側ケーブルセグメント４４５は、第1 のスロット２３４の他方を通って、またそれに取り付けられる他方の遠位側関節リンク２４２にあるスロットを通って延在する。第1 の遠位側ケーブルセグメント４４４とその対応する遠位側関節リンク２４２及び主要な遠位側ケーブルセグメント４４５とその対応する遠位側関節リンク２４２は、まとめて「第1 の遠位側関節駆動列アセンブリ」２３７と呼ばれる。第2 の遠位側ケーブルセグメント４４６は、第2 のスロット２３８の一方、及びそれに取り付けられる遠位側関節リンク２４６の一方にあるスロットを通って延在する。補助的な遠位側ケーブルセグメント４４７は、他方の第2 のスロット２３８を通って、またそれに取り付けられる他方の遠位側関節リンク２４６を通って延在する。第2 の遠位側ケーブルセグメント４４６とその対応する遠位側関節リンク２４６及び補助

的な遠位側ケーブルセグメント４４７とその対応する遠位側関節リンク２４６は、まとめて「第2の遠位側関節駆動列アセンブリ」２４１と呼ばれる。

【００３３】

近位側関節リンク２２２はそれぞれ、そのばねアーム部分２２３に形成された歯付き端部２２４を有する。それぞれの近位側関節リンク２２６は、ばねアーム部分２２７に形成された歯付き端部２２７’を有する。それぞれの遠位側関節リンク２４２は、近位側関節リンク２２２の対応するものの歯付き端部２２４と噛合して連結されるように構成された、歯付き端部２４３を有する。それぞれの遠位側関節リンク２４６は、対応する近位側関節リンク２２６の歯付き端部２２８と噛合して連結されるように構成された、歯付き端部２４７を有する。近位側関節構成体又はリンク２２２、２２６がそれぞれ遠位側関節リンク２４２、２４６と噛合してリンクされると、第1及び第2の近位側関節駆動列アセンブリ２１７及び２２１はそれぞれ、第1及び第2の遠位側関節駆動列アセンブリ２３７及び２４１に動作可能に連結される。したがって、第3及び第4の駆動システム４３０、４５０を作動させることで、以下でさらに詳細に考察するように、遠位側ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７に対して作動運動が加えられる。

【００３４】

図１９～２３の実施形態では、近位側外管セグメント２０２の遠位端２５０は、対応するばねアーム部分２２３、２２７を中に受け入れるように構成されたスロット２５４内へと遠位方向で延在する、一連のばね指２５２を中に有する。図２１を参照されたい（ばねアーム部分２２７は図２１には描かれないが、図２０に見られる）。それぞれのばね指２５２は、近位側関節リンク２２２、２２６が中立位置にあるとき（図２３）、近位側関節リンク２２２、２２６に形成された対応する窪み２５８を係合するように適合された、移動止め２５６を中に有する。臨床医がエンドエフェクタ１０００を近位軸部分２０１から除去するか又はそこに取り付けたいとき、第2及び第４の駆動システム４３０、４５０はそれらの中立の非作動位置に置かれる。

【００３５】

急速脱着継手２１０の近位側連結具部材２１２及び遠位側連結具部材２３２は、近位側駆動ロッドセグメント４９２を遠位側駆動ロッドセグメント５２０に解除可能に連結するための、駆動部材連結アセンブリ５００の対応する部分を動作可能に支持する。近位側駆動ロッドセグメント４９２は近位側軸線方向駆動列アセンブリ４９６を備え、遠位側駆動ロッドセグメント５２０は遠位側軸線方向駆動列アセンブリ５２８を備える。駆動部材連結アセンブリ５００は、例えば、遠位側駆動ロッドセグメント５２０の遠位端４９３に取り付けられる、希土類磁石などの受入れ構成体又は第1の磁石５０４を備える、駆動ロッド連結具又は構成体５０２を備える。第1の磁石５０４は、第2の構成体又は遠位側磁石５１０を受け入れるための、中に形成された受入れキャビティ５０６を有する。図２１に見られるように、遠位側磁石５１０は、遠位側駆動ロッド５２０の近位端５２２に取り付けられたテーパ状の装着部材５１２に取り付けられる。

【００３６】

急速脱着継手２１０の近位側連結具部材２１２及び遠位側連結具部材２３２は、近位側駆動軸セグメント３８０を遠位側駆動軸セグメント５４０と解除可能に連結するための、駆動部材連結アセンブリ５００の他の対応する部分を動作可能に支持する。近位側駆動軸セグメント３８０は、少なくとも1つの例示的形態では、近位側回転駆動列アセンブリ３８７を備え、遠位側駆動軸セグメント５４０は遠位側回転駆動列アセンブリ５４８を備える。近位側回転駆動列アセンブリ３８７が遠位側回転駆動列アセンブリ５４８に動作可能に連結されると、駆動軸アセンブリ３８８は、回転制御運動をエンドエフェクタ１０００に伝達するように形成される。図示される例示的実施形態では、遠位側駆動軸セグメント５４０の近位端５４２は、その上に形成された複数（例えば4つであるが、図２１では2つのみが見られる）の構成体又は押さえ付きの指（cleated finger）５４４を有する。押さえ付きの指５４４はそれぞれ、近位側駆動軸セグメント３８０の遠位端３８１にある対応する係止構成体又は穴又はスロット３８３に受け入れられるようにサイズ決めされた、

取付け用押さえ(attachment cleat)５４６がその上に形成されている。指５４４は、遠位側駆動軸セグメント５４０の近位端５４２上に軸支された補強リング５４５を通って延在する。

【００３７】

図１９～２３に示される実施形態では、駆動部材連結アセンブリ５００は、臨床医がエンドエフェクタ１０００を外科用ツール１００の近位軸部分２０１から分離するときの、第１及び第２の磁石５０４、５１０の係脱を支援するための係止解除管５１４を更に含む。係止解除管５１４は近位側駆動軸セグメント３８０を通って延在し、その近位端５１７は、図１９に示されるように、近位側駆動軸セグメント３８０の近位端３８５の外に突出する。係止解除管５１４は、その近位端５１７に加えられる係止解除運動「ＵＬ」を加えると、中で軸線方向に移動可能であるようにして、近位側駆動軸セグメント３８０に対してサイズ決めされる。係止解除管５１４に対して係止解除運動「ＵＬ」手動で加えるのを、又は係止解除運動「ＵＬ」を容易にするため、ハンドル(図示なし)が係止解除管の近位端５１７に取り付けられる。それ以外は図１９～２３の実施形態と同一である他の実施形態は、ツール装着プレート３０４に取り付けられ、ロボットコントローラ１２によって電力供給される係止解除ソレノイド(図示なし)を用い、又はそれに取り付けられた別個の電池が係止解除運動を加えるのに用いられる。

【００３８】

図示される例示的実施形態では、連結構成又は急速脱着継手２１０はまた、近位側外管部分２０２の遠位端２０４上で摺動可能に軸支される外側係止カラー２６０を含む。外側係止カラー２６０は、近位側外管部分２０２のスロット２５４の対応する１つの中へと延在する、４つの内側に延在する移動止め２６２を有する。急速脱着継手２１０の使用は、図２１～２３を参照することによって理解することができる。図２１は、共に連結される前の近位軸部分２０１及び遠位軸部分２３０の状態を示す。その図面に見られるように、近位側関節リンク２２４、２２６それぞれのばねアーム部分２２３、２２７は、自然に径方向外側に反っている。係止カラー２６０は、移動止め２６２が中のスロット２５４の近位端にある、近位側外管２０２上の最近位位置へと移動される。臨床医がエンドエフェクタ１０００を外科用ツール１００の近位軸部分２０１に取り付けたいとき、臨床医は、図２２に示されるように、遠位軸部分２３０を近位軸部分２０１と軸線方向に整列し、連結係合する。その図面に見られるように、遠位側磁石５１０は、駆動ロッド連結具５０２のキャビティ５０６内に着座され、近位側磁石５０４に磁気的に取り付けられ、それによって遠位側駆動ロッドセグメント５２０を近位側駆動ロッドセグメント５９２に連結する。かかる作用によって、遠位側軸線方向駆動列アセンブリ５２８が近位側軸線方向駆動列アセンブリ４９６に動作可能に連結される。それに加えて、軸部分２０１、２３０が共に接合されるにつれて、押さえ付きの指５４４が、その上に形成された押さえ５４６が近位側駆動軸セグメント３８０の遠位端部分３８１にある係止開口部３８３に入るまで、内側に屈曲する。押さえ５４６がそれら個々の係止穴３８３内に着座されると、遠位側駆動軸セグメント５４０は近位側駆動軸セグメント３８０に連結される。したがって、かかる作用によって、遠位側回転駆動列アセンブリ５４８が近位側回転駆動列アセンブリ３８７に動作可能に連結される。そのため、遠位側連結具部材２３２及び近位側連結具部材２１２が軸線方向に整列されると共に上述したような形で係合され、係止カラー２６０が近位側外管２０２上のその最近位位置へと移動すると、遠位側駆動列アセンブリが近位側駆動列アセンブリに動作可能に連結される。

【００３９】

臨床医がエンドエフェクタ１０００を外科用ツール１００の近位軸部分２０１から分離したいとき、臨床医は、第３及び第４の駆動システム４３０、４５０をそれらの中立位置に戻す。臨床医は次に、係止カラー２６０を近位側外管セグメント２０２上で近位側に摺動させて、図２２に示される開始位置へと至らせてもよい。その位置にあるとき、近位側関節リンク２２２、２２６のばねアーム部分によって、その歯付き部分が遠位側関節リンク２４２、２４６の歯付き部分から係脱される。臨床医は次に、係止解除管５１４の近位

端５１７に対して係止解除運動ＵＬを加えて、係止解除管５１４及びそれに取り付けられた係止解除カラー５１６を遠位方向「ＤＤ」で移動させてもよい。係止解除カラー５１６は、遠位側に移動するにつれて、押さえ付きの指５４４を付勢して、近位側駆動軸セグメント３８０の遠位端部分３８１にあるそれら個々の穴３８３との係合を外し、テーパ状の装着部分５１２に接触させて、遠位側磁石５１０を近位側磁石５０４と磁気的に係合した状態から外す。

【００４０】

図２２Ａ、２３Ａ、及び２３Ｂは、遠位側駆動ロッドセグメント５２０を近位側駆動ロッドセグメント４９２’に連結するのに電磁石５０４’が用いられる点を除いて、上述の急速脱着継手２１０に類似した、代替の連結構成又は急速脱着継手アセンブリ２１０’’を示す。これらの図面に見られるように、近位側駆動ロッドセグメント４９２’は、ロボットシステム１０の電力源から延在する導線５０５を収容するように中空である。導線５０５は鉄片５０８の周りに巻き付けられる。臨床医が、図２２Ａに示されるように遠位軸部分２３０を近位軸部分２０１と係合させると、電流が第１の方向に導線５０５を通ることにより、図２３Ａに示されるように磁石５０４’が磁石５１０を吸引して連結係合してもよい。臨床医がエンドエフェクタ１０００を外科用ツール１００の近位軸部分２０１から分離したいとき、臨床医は、第３及び第４の駆動システム４３０、４５０をそれらの中立位置に戻す。臨床医は次に、係止カラー２６０を近位側外管セグメント２０２上で近位側に摺動させて、図２２Ａに示される開始位置へと至らせてもよい。その位置にあるとき、近位側関節リンク２２２、２２６のばねアーム部分によって、その歯付き部分が遠位側関節リンク２４２、２４６の歯付き部分から係脱される。臨床医は次に、係止解除管５１４の近位端５１７に対して係止解除運動ＵＬを加えて、係止解除管５１４及びそれに取り付けられた係止解除カラー５１６を遠位方向「ＤＤ」で移動させてもよい。それに加えて、電流が反対方向で導線５０５を通ることにより、電磁石５０４’が磁石５１０と反発して軸セグメントを分離するのを支援してもよい。臨床医が係止解除管を遠位側に移動させるにつれて、係止解除カラー５１６は、押さえ付きの指５４４を付勢して、近位側駆動軸セグメント３８０の遠位端部分３８１にあるそれら個々の穴３８３との係合を外し、テーパ状の装着部分５１２に接触させて、軸セグメントを更に分離する。

【００４１】

上述の連結構成又は急速分離継手アセンブリは、多くの利点を提供してもよい。例えば、かかる構成は、半係合状態のままにすることができない、単一の解除／係合運動を用いてもよい。かかる係合運動は、いくつかの駆動列アセンブリを同時に動作可能に連結するのに用いることができ、その場合、少なくとも一部の駆動列アセンブリは、他の駆動列アセンブリによって提供される制御運動とは異なる制御運動を提供する。例えば、一部の駆動列は、回転制御運動を提供すると共に、軸線方向の制御運動を提供するように長手方向でシフト可能であってもよく、一部は単に、回転又は軸線方向の制御運動を提供する。他の駆動列アセンブリは、様々なエンドエフェクタシステム／構成要素を動作させるための押し／引き運動を提供してもよい。独自の新規な係止カラー構成によって、遠位側駆動列アセンブリがそれら個々の近位側駆動列アセンブリに係止されるか、或いはそれらが係止解除され、そこから分離されてもよいことが担保される。共に係止されたとき、駆動列アセンブリは全て、いかなる連結解除も防ぐ係止カラーによって径方向で支持される。

【００４２】

図５及び１１～１６に示される外科用ツール１００は、エンドエフェクタ１０００を長手方向ツール軸線「ＬＴ」を中心にして関節接合するため、第３及び第４の駆動システム４３０、４５０それぞれと協働する関節継手７００を含む。関節継手７００は、遠位側外管部分２３１の遠位端２３３に取り付けられ、中に近位側ボールソケット７０４を画定する、近位側ソケット管７０２を含む。図２５を参照されたい。近位側ボール部材７０６は近位側ボールソケット７０４内に移動可能に着座される。図２５に見られるように、近位側ボール部材７０６は、遠位側駆動軸セグメント５４０が中を通って延在できるようにする、中央の駆動通路７０８を有する。それに加えて、近位側ボール部材７０６は、遠位側

ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７が中を通るのを容易にする、４つの関節接合通路７１０の中に有する。図２５に更に見られるように、関節継手７００は、中に形成された中間ボールソケット７１４を有する中間関節接合管セグメント７１２を更に含む。中間ボールソケット７１４は、エンドエフェクタコネクタ管７２０上に形成されたエンドエフェクタボール７２２を中で移動可能に支持するように構成される。遠位側ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７は、エンドエフェクタボール７２２内に形成されたケーブル通路７２４を通って延在し、エンドエフェクタボール７２２内の対応する通路７２８内に受け入れられた突起７２６によってそこに取り付けられる。遠位側ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７をエンドエフェクタボール７２２に取り付けるため、他の取付け構成が用いられてもよい。

【００４３】

全体的に７４０として指定される、独自の新規な回転支持継手アセンブリが、図２６及び２７に示される。図示される回転支持継手アセンブリ７４０は、ほぼ円筒形状であるエンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０のコネクタ部分１０１２を含む。第１の環状軌道輪１０１４は、円筒形状のコネクタ部分１０１２の周辺に形成される。回転支持継手アセンブリ７４０は、図２６及び２７に示されるように、エンドエフェクタコネクタ管７２０に形成された遠位側ソケット部分７３０を更に備える。遠位側ソケット部分７３０は、コネクタ部分１０１２がソケット部分７３０内で自由に回転できるように、円筒状のコネクタ部分１０１２に対してサイズ決めされる。第２の環状軌道輪７３２は、遠位側ソケット部分７３０の内壁７３１に形成される。遠位側ソケット７３０を通して、中にある第２の環状軌道輪７３２と連通する窓７３３が設けられる。図２６及び２７にも見られるように、回転支持継手アセンブリ７４０はリング状の軸受７３４を更に含む。様々な例示的実施形態では、リング状の軸受７３４は、切れ目７３５を有する塑性変形可能なほぼ円形のリングを備える。切れ目は、リング状の軸受７３４に自由端７３６、７３７を形成する。図２６に見られるように、リング状の軸受７３４は、その中立の非付勢状態においてほぼ環状の形状を有する。

【００４４】

外科用エンドエフェクタ１０００（例えば、外科用器具の第１の部分）を関節継手７００（例えば、外科用器具の第２の部分）に連結するため、円筒形状のコネクタ部分１０１２が遠位側ソケット部分７３０に挿入されて、第２の環状軌道輪７３２が第１の環状軌道輪１０１４とほぼ位置合わせされる。リンク状の軸受の自由端７３６、７３７の一方は、次に、エンドエフェクタコネクタ管７２０の遠位側ソケット部分７３０にある窓７３３を通して、位置合わせされた環状軌道輪１０１４、７３２に挿入される。簡単な挿入を容易にするため、窓又は開口部７３３は、その上に形成されたテーパ状の表面７３８を有する。図２６を参照されたい。リング状の軸受７３４は、本質的に適所へと回転し、円又はリングを形成する傾向があることにより、一旦設置されると窓７３３を通して後退して外に出る傾向はない。一旦リング状の軸受７３４が位置合わせされた環状軌道輪１０１４、７３２に挿入されると、エンドエフェクタコネクタ管７２０は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０のコネクタ部分１０１２に回転可能に固着される。かかる構成により、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０が、長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にしてエンドエフェクタコネクタ管７２０に対して回転することができる。リング状の軸受７３４は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０が次にその上で回転する軸受面となる。何らかの側面荷重が、２つの噛み合う駆動輪１０１４、７３２によって支持され拘束されるリング状の軸受７３４を変形させようとして、リング状の軸受７３４に対する損傷を防ぐ。リング状の軸受７３４を用いるかかる単純で効果的な継手アセンブリは、回転可能な部分１０１０、７３０の間に非常に潤滑性の高い境界面を形成することが理解されるであろう。組立て中に、自由端７３６、７３７の一方が窓７３３を通して外に突出できるようにされた場合（例えば、図２７を参照）、回転支持継手アセンブリ７４０は、窓７３３を通してリング状の軸受部材７３２を引き抜くことによって分解されてもよい。回転支持継手アセンブリ７４０によって、簡単な組み立て及び製造が可能になる一方で、エンドエフ

エクタの回転操作が容易になると共にその良好な支持が提供される。

【００４５】

関節継手７００は、長手方向ツール軸線ＬＴを中心にしたエンドエフェクタ１０００の関節接合を容易にする。例えば、エンドエフェクタ１０００を図5に示されるような第1の方向「ＦＤ」で関節接合するのが望ましいとき、ロボットシステム１０は、第3の駆動スピンドルアセンブリ４３６（図１１～１３）が第1の方向で回転し、それによって近位側ケーブル端部４３４Ａ及び最終的には遠位側ケーブルセグメント４４４を近位方向「ＰＤ」で引き寄せ、近位側ケーブル端部４３４Ｂ及び遠位側ケーブルセグメント４４５を解除し、それによってエンドエフェクタボール７２２をソケット７１４内で回転させるように、第３の駆動システム４３０に電力供給してもよい。同様に、エンドエフェクタ１０００を第1の方向ＦＤと反対の第2の方向「ＳＤ」で関節接合するため、ロボットシステム１０は、第３の駆動スピンドルアセンブリ４３６が第2の方向で回転し、それによって近位側ケーブル端部４３４Ｂ及び最終的には遠位側ケーブルセグメント４４５を近位方向「ＰＤ」で引き寄せ、近位側ケーブル端部４３４Ａ及び遠位側ケーブルセグメント４４４を解除し、それによってエンドエフェクタボール７２２をソケット７１４内で回転させるように、第3の駆動システム４３０に電力供給してもよい。エンドエフェクタ１０００を図5に示されるような第3の方向「ＴＤ」で関節接合するのが望ましいいとき、ロボットシステム１０は、第4の駆動スピンドルアセンブリ４５６が第3の方向で回転し、それによって近位側ケーブル端部４５４Ａ及び最終的には遠位側ケーブルセグメント４４６を近位方向「ＰＤ」で引き寄せ、近位側ケーブル端部４５４Ａ及び遠位側ケーブルセグメント４４７を解除し、それによってエンドエフェクタボール７２２をソケット７１４内で回転させるように、第4の駆動システム４５０に電力供給してもよい。同様に、エンドエフェクタ１０００を第3の方向ＴＤと反対の第4の方向「ＦＴＨ」で関節接合するため、ロボットシステム１０は、第4の駆動スピンドルアセンブリ４５６が第4の方向で回転し、それによって近位側ケーブル端部４５４Ｂ及び最終的には遠位側ケーブルセグメント４４７を近位方向「ＰＤ」で引き寄せ、近位側ケーブル端部４５４Ａ及び遠位側ケーブルセグメント４４６を解除し、それによってエンドエフェクタボール７２２をソケット７１４内で回転させるように、第4の駆動システム４５０に電力供給してもよい。

【００４６】

図5及び１１～１６に示されるエンドエフェクタの実施形態は、回転運動及び長手方向の運動を用い、それがツール装着部分３００から細長い軸アセンブリを通して作動のために伝達される。かかる回転運動及び長手方向の運動（例えば、捻転、伸張、及び圧縮運動）をエンドエフェクタに伝達するのに用いられる駆動軸アセンブリは、関節継手の周りでのエンドエフェクタの関節接合を容易にするため、比較的可撓性である。図２８及び２９は、図5及び１１～１６に示される実施形態と関連して、又は他の実施形態において用いられてもよい、代替の駆動軸アセンブリ６００を示す。急速脱着継手２１０を用いる図5に示される実施形態では、近位側駆動軸セグメント３８０は駆動軸アセンブリ６００のセグメントを備え、遠位側駆動軸セグメント５４０は同様に駆動軸アセンブリ６００の別のセグメントを備える。駆動軸アセンブリ６００は、一連の環状継手セグメント６０４が切り込まれた駆動管６０２を含む。その図示される実施形態では、駆動管６０２は近位側駆動軸セグメント３８０の遠位部分を備える。

【００４７】

駆動管６０２は、中に形成された一連の環状継手セグメント６０４を有する中空の金属管（ステンレス鋼、チタンなど）を備える。環状継手セグメント６０４は、例えば、レーザーによって駆動管６０２に切り込まれ、隣接した継手セグメント６０４間の柔軟な移動を容易にするのに役立つ、複数の緩く噛み合うダブテール形状６０６を備える。図２９を参照されたい。管原料のかかるレーザー切断により、圧縮、伸張、及び捻転に使用することができる、可撓性の中空駆動管が作成される。かかる構成は、「パズルピース」形態によって隣接した部品と噛み合わされる正反対の切れ目を用いる。これらの切れ目は次に、アレイ状の中空駆動管の長さに沿って複製され、場合によっては「刻時」又は回転させて

、伸張又は捻転性能が変更される。

【００４８】

図３０～３４は、緩く噛み合う対向する「Ｔ」字形状と切欠き部分を中に有するＴ字形状とに大まかに似ている、複数のレーザー切断形状６０６’を備える、代替の例示的な微細環状継手セグメント６０４’を示す。環状継手セグメント６０４、６０４’は、本質的に、複数の微細関節接合捻転継手を備える。即ち、それぞれの継手セグメント６０４、６０４’は、トルクを伝達すると共に、それぞれの環状継手セグメント間の相対的な関節接合を容易にすることができる。図３０及び３１に示されるように、駆動管６０２の遠位端６０３にある継手セグメント６０４Ｄ’は、エンドエフェクタ又は急速脱着継手の一部などを関節接合するための他の駆動構成要素に対する取付けを容易にする、遠位側装着カラー部分６０８Ｄを有し、駆動管６０２の近位端６０５にある継手セグメント６０４Ｐ’は、他の近位側駆動構成要素又は急速脱着継手の一部に対する取付けを容易にする、近位側装着カラー部分６０８Ｐ’を有する。

【００４９】

特定の駆動軸アセンブリ６００それぞれに関する継手間の運動範囲は、レーザー切断の間隔を増加させることによって増加させることができる。例えば、継手セグメント６０４’が、駆動管が所望の運動範囲を通して関節接合する能力を著しく減少させることなく、共に連結されたままであることを担保するため、補助拘束部材６１０が用いられる。図３２及び３３に示される実施形態では、補助拘束部材６１０は、ばね６１２又は他の螺旋状に巻かれた部材を備える。様々な例示的実施形態では、ばね６１２の遠位端６１４は、遠位側装着カラー部分６０８Ｄに対応し、ばね６１２の中央部分６１６よりもきつく巻かれる。同様に、ばね６１２の近位端６１８は、ばね６１２の中央部分６１６よりもきつく巻かれる。他の実施形態では、拘束部材６１０は所望のピッチで駆動管６０２上に設置され、それによって拘束部材は、例えば、エンドエフェクタ及び／又は制御システム上の他のねじ付き制御構成要素を螺合可能に係合するための可撓性の駆動ねじとしても機能する。拘束部材は、駆動軸アセンブリを回転させながら、所望の回転制御運動の伝達を達成する、可変ピッチを有するような形で設置されてもよいことも認識されるであろう。例えば、拘束部材の可変ピッチ構成は、同じ回転運動とは異なる線形的行程によって利益を得るであろう、開閉及び発射運動を向上させるために使用されてもよい。他の実施形態では、例えば、駆動軸アセンブリは、９０度の曲がりの周りで押し引きすることができる、中空の可撓性駆動軸上の可変ピッチのねじ山を備える。更に他の実施形態では、補助拘束部材は、図３４Ａに示されるように、駆動管６０２の外面又は周辺の周りに適用されるエラストマー性の管又はコーティング６１１を備える。更に別の実施形態では、例えば、エラストマー性の管又はコーティング６１１’は、図３４Ｂに示されるように、駆動管６０２内に形成された中空の通路６１３内に設置される。

【００５０】

かかる駆動軸の構成は、優れた荷重伝達を可能にする一方で所望の軸線方向の関節接合範囲を容易にする、複合捻転駆動輪軸（composite torsional drive axle）を備える。例えば、図３４及び３４Ａ～Ｂを参照されたい。即ち、これらの複合駆動軸アセンブリにより、大きな運動範囲が可能になる一方で、捻転を両方向で伝達する可能性が維持されると共に、そこを通した捻転及び圧縮制御運動の伝達が容易になる。それに加えて、かかる駆動軸構成が中空であるという性質により、改善された引張り荷重をもたらしながら、他の制御構成要素を中に通すことが容易になる。例えば、一部の他の実施形態は、継手セグメントの整列を支援することができる、駆動軸アセンブリを通って延在する可撓性の内部ケーブルを含む一方で、駆動軸アセンブリを通して伸張運動を加える能力が容易にされる。更に、かかる駆動軸構成は製造及び組立てが比較的簡単である。

【００５１】

図３５～３８は、駆動軸アセンブリ６００’のセグメント６２０を示す。この実施形態は、管原材料（例えば、ステンレス鋼、チタン、ポリマーなど）からレーザー切断された継手セグメント６２２、６２４を含む。切れ目６２６が径方向であってある程度テーパ状

なので、継手セグメント６２２、６２４は共に緩く取り付けられたままである。例えば、突起部分６２８はそれぞれ、テーパ状の内壁部分を有するソケット６３０内に受け入れられたテーパ状の外周部分６２９を有する。例えば、図３６及び３８を参照されたい。したがって、継手セグメント６２２、６２４を共に取り付けるのに組立ては不要である。図面に見られるように、継手セグメント６２２は、隣接した継手セグメント６２４に形成された対応するソケット６３０に旋回可能に受け入れられる、そのそれぞれの端部上で切り取られた対向する旋回突起部分６２８を有する。

【００５２】

図３５～３８は、駆動軸アセンブリ６００’の小さいセグメントを示す。当業者であれば、突起／ソケットは、駆動軸アセンブリの全長を通して切り取られてもよいことを認識するであろう。即ち、継手セグメント６２４は、隣接した継手セグメント６２２とのリンクを容易にするように切り込まれた対向するソケット６３０を有して、駆動軸アセンブリ６００’の長さを完成させてもよい。それに加えて、継手セグメント６２４は、図３７及び３８に示されるように、継手セグメント６２２に対する継手セグメント６２４の関節接合を容易にするように切り込まれた角度付きの端部６３２を有する。図示される実施形態では、それぞれの突起６２８は、継手セグメント６２２に形成された対応する関節接合止め具６３６に接触するように適合された、関節接合停止部分６３４を有する。図３７及び３８を参照されたい。それ以外の点ではセグメント６２０と同一であってもよい他の実施形態は、関節接合停止部分６３４及び止め具６３６を備えていない。

【００５３】

上述したように、特定の駆動軸アセンブリそれぞれに関する継手間の運動範囲は、レーザー切断の間隔を増加させることによって増加させることができる。かかる実施形態では、継手セグメント６２２、６２４が、駆動管が所望の運動範囲を通して関節接合する能力を著しく減少させることなく、共に連結されたままであることを担保するため、エラストマー性のスリーブ又はコーティング６４０の形態である補助拘束部材が用いられる。他の実施形態は、本明細書に開示する拘束部材の他の形態及びそれらと等価な構造を用いる。図３５に見られるように、継手セグメント６２２、６２４は、旋回突起６２８及び対応するソケット６３０によって定義される旋回軸線「ＰＡ－ＰＡ」を中心にして旋回することができる。拡大された関節接合範囲を得るため、駆動軸アセンブリ６００’は、旋回軸線ＰＡ－ＰＡを中心にして旋回しながら、ツール軸線ＴＬ－ＴＬを中心にして回転してもよい。

【００５４】

図３９～４４は、別の駆動軸アセンブリ６００’’のセグメント６４０を示す。駆動軸アセンブリ６００’’は、可撓性の中空駆動管６０２’’を形成する複数の相互接続された継手セグメント６４２を含む多重セグメント駆動システムを備える。継手セグメント６４２は、ボールコネクタ部分６４４及びソケット部分６４８を含む。それぞれの継手セグメント６４２は、例えば、金属射出成形「ＭＩＭ」によって作製され、１７－４、１７－７、４２０ステンレス鋼から作製されてもよい。他の実施形態は、３００又は４００シリーズのステンレス鋼、６０６５若しくは７０７１アルミニウム又はチタンから機械加工されてもよい。更に他の実施形態は、例えば、プラスチック充填若しくは無充填のナイロン、ウルテム、ＡＢＳ、ポリカーボネート、又はポリエチレンから鋳型することができる。図面に見られるように、ボールコネクタ６４４は六角形の形状である。即ち、ボールコネクタ６４４は、その上に形成された６つの弓状表面６４６を有し、同様に形作られたソケット６５０に回転可能に受け入れられるように適合される。それぞれのソケット６５０は、６つの平坦面６５４から形成された六角形形状の外側部分６５２と、径方向に形作られた内側部分６５６とを有する。図４２を参照されたい。それぞれの継手セグメント６４２は、駆動軸アセンブリ６００の遠位端及び近位端を形成する最後の継手セグメントのソケット部分が、対応する制御構成要素と動作可能に噛合するように構成されてもよい点を除いて、構造的に同一である。それぞれのボールコネクタ６４４は、中空の可撓性駆動管６０２’’を通る中空通路６０３を協働して形成する、中空通路６４５を中に有する。

【００５５】
図４３及び４４に見られるように、相互接続された継手セグメント６４２は、例えば、可撓性のポリマー材料から作製された管又はスリーブを備える、拘束部材６６０内に収容される。図４５は、相互接続された継手セグメント６４２を通って延在する可撓性の内部コア部材６６２を示す。内部コア部材６６２は、ポリマー材料から作製された中実部材、又は可撓性のポリマー材料から作製された中空の管若しくはスリーブを備える。図４６は、拘束部材６６０及び内部コア部材６６２の両方が用いられる別の実施形態を示す。

【００５６】
駆動軸アセンブリ６００’’は、様々な径方向関節継手を通して回転運動及び並進運動を伝達するのを容易にする。駆動軸アセンブリ６００’’の中空の性質は、引張り及び圧縮荷重の伝達を容易にする、追加の制御構成要素又は引張り要素（例えば、可撓性ケーブル）のための余地を提供する。しかしながら、他の実施形態では、継手セグメント６２４は駆動軸アセンブリを通る中空の通路をもたらさない。かかる実施形態では、例えば、ボールコネクタは中実である。回転運動は、六角形の表面の縁部を介して並進される。よりきつい許容差は、より大きい荷重容量を可能にしてもよい。駆動軸アセンブリ６００’’の中心線を通るケーブル又は他の引張り要素を使用して、運動範囲を制限することなく、駆動軸アセンブリ６００’’全体を回転させ、曲げ、押し、及び引くことができる。例えば、駆動軸アセンブリ６００’’は、弓状の駆動経路、直線の駆動経路、蛇行状の駆動経路などを形成してもよい。

【００５７】
図５及び４７～５４は、ロボットシステム１０と共に効果的に用いられてもよい１つの外科用エンドエフェクタ１０００を示す。エンドエフェクタ１０００は、第１のつかみ具１００４及び第１のつかみ具１００４に対して選択的に移動可能な第２のつかみ具１００６を有する、エンドカッター１００２を備える。図５及び４７～５４に示される実施形態では、第１のつかみ具１００４は、ステープルカートリッジ１０３０を中で動作可能に支持するように構成された、細長いチャネル１０２０の形態の支持部材１０１９を備える。第２のつかみ具１００６はアンビルアセンブリ１１００を備える。図４７、４９、５３、及び５５に見られるように、アンビルアセンブリ１１００は、その上にステープル形成面１１０４を有するアンビル本体１１０２を備える。アンビル本体１１０２は、細長いチャネル１０２０の装着穴１０２２と位置合わせされるように適合された通路１１０６を有する。旋回又はトラニオンピン（図示なし）は、穴１０２２及び通路１１０４を通して挿入されて、アンビル１１００を細長いチャネル１０２０に旋回可能に連結する。かかる構成により、アンビルアセンブリ１１００を、ステープル形成面１１０４がステープルカートリッジ１０４０のカートリッジデッキ１０４４から離隔配置される開放位置（図４７～５０）と、アンビル本体１１０２のステープル形成面１１０４がカートリッジデッキ１０４２に対して直面する関係にある閉鎖位置（図５１～５４）との間で、長手方向ツール軸線「ＬＴ－ＬＴ」にほぼ直交する閉鎖軸「ＣＡ－ＣＡ」を中心にして選択可能に旋回させることができる。

【００５８】
図５及び４７～５４の実施形態は、第５の駆動システム４７０からの開放及び閉鎖運動を受け入れるように構成された閉鎖アセンブリ１１１０を用いる。第５の駆動システム４７０は、駆動ロッドアセンブリ４９０を軸線方向に前進及び撤回するのに役立つ。上述したように、駆動ロッドアセンブリ４９０は、駆動ソレノイド４７４と動作可能にインターフェース接続してそこから軸線方向の制御運動を受け入れる、近位側駆動ロッドセグメント４９２を含む。近位側駆動ロッドセグメント４９２は、駆動ロッド連結具５０２を通して遠位側駆動ロッドセグメント５２０に連結される。遠位側駆動ロッドセグメント５２０は、関節継手７００を中心にしたエンドエフェクタ１０００の関節接合を容易にし、更にまた、そこを通した閉鎖及び開放運動の軸線方向の伝達を容易にするため、ある程度可撓性である。例えば、遠位側駆動ロッドセグメント５２０は、チタン、ステンレスばね鋼、若しくはニチノールのケーブル又は積層構造を備えてもよい。

【００５９】
閉鎖アセンブリ１１１０は、細長いチャネル１０２０に旋回可能に取り付けられた閉鎖リンク機構１１１２を含む。図４８、５１、及び５２に見られるように、閉鎖リンク機構１１１２は開口部１１１４を有し、そこを通して遠位側駆動ロッドセグメント５２０の遠位端５２４が延在する。ボール５２６又は他の構成体が遠位側駆動ロッドセグメント５２０に取り付けられ、それによって遠位側駆動ロッドセグメント５２０の遠位端５２４が閉鎖リンク機構１１１２に取り付けられる。閉鎖アセンブリ１１１０は、細長いチャネル１０２０の側面上に回転可能に装着された、一対のカム板１１２０を更に含む。一方のカム板１１２０は、細長いチャネル１０２０の一方の側面上で回転可能に支持され、他方のカム板１１２０は、細長いチャネル１０２０の他方の側面上で回転可能に支持される。図６０を参照されたい。一対の旋回リンク１１２２は、それぞれのカム板１１２０と閉鎖リンク機構１１１２との間に取り付けられる。したがって、駆動ロッドアセンブリ４９０によって閉鎖リンク機構１１１２を旋回移動させることで、カム板１１２０の回転がもたらされる。それぞれのカム板１１２０は、アンビル本体１１０２の対応するカムスロット１１０８に摺動可能に受け入れられる、カム板から突出するアクチュエータピン１１２４を更に有する。
【００６０】
次に、第２のつかみ具１００６又はアンビルアセンブリ１１００の作動について記載する。図４７～５０は、開放位置にあるアンビルアセンブリ１１００を示す。エンドエフェクタ１０００が切断されステープル留めされる組織に対して位置決めされた後、ロボットコントローラ１２は、駆動ソレノイド４７４を第１の又は遠位方向「ＤＤ」で始動させてもよく、それによって最終的に、駆動ヨーク４７２の遠位方向移動がもたらされて、駆動ロッドアセンブリ４９０を遠位方向「ＤＤ」に移動させる。駆動ロッドアセンブリ４９０のかかる移動によって、遠位側駆動ロッドセグメント５２０の遠位方向移動がもたらされ、それによって閉鎖リンク機構１１１２が開放位置から閉鎖位置へと旋回する（図５１～５４）。閉鎖リンク機構１１１２のかかる移動によって、カム板１１２０が「ＣＣＷ」方向で回転する。カム板が「ＣＣＷ」方向で回転するにつれて、アクチュエータピン１１２４とそれら個々のカムスロット１１０８との間の相互作用によって、アンビルアセンブリ１１００が旋回して標的組織上で閉鎖される。標的組織を解除するため、駆動ソレノイド４７４が始動されて駆動ロッドアセンブリ４９０を近位方向「ＰＤ」で引っ張り、それにより、閉鎖リンク機構１１１２の開放位置への逆転旋回移動がもたらされ、それによって最終的に、アンビルアセンブリ１１００が旋回して開放位置へと戻される。
【００６１】
図５５～５９は、開放及び閉鎖運動をアンビル１１００に加えるための別の閉鎖システム６７０を示す。図５６に見られるように、例えば、閉鎖システム６７０は、第１の閉鎖ロッドセグメント６８０を回転可能に支持する第１の装着ブロック又は部材６７２を含む。第１の閉鎖ロッドセグメント６８０は、ほぼ半円形の断面形状を有する。第１の閉鎖ロッドセグメント６８０の近位端６８２は、装着ブロック６７２に形成された第１の装着ソケット６７３内で回転可能に支持される、第１のボールコネクタ６８４をその上に有する。関節継手７００によるエンドエフェクタ１０００の関節接合を容易にするため、第１の閉鎖ロッドセグメント６８０はまた、図５８及び５９に示されるような関節継手７００と合致する、第１の鋸歯状部分６８６を有する。閉鎖システム６７０は、第２の閉鎖ロッドセグメント６９０を回転可能に支持する第２の装着ブロック又は部材６７４を更に含む。第２の閉鎖ロッドセグメント６９０は、ほぼ半円形の断面形状を有する。第２の閉鎖ロッドセグメント６９０の近位端６９２は、第２の装着ブロック６７４に形成された第２の装着ソケット６７５内で回転可能に支持される、第２のボールコネクタ６９４をその上に有する。関節継手７００によるエンドエフェクタ１０００の関節接合を容易にするため、第２の閉鎖ロッドセグメント６９０はまた、図５８及び５９に示されるような関節継手７００と合致する、第２の鋸歯状部分６９６を有する。
【００６２】

図５６にやはり見られるように、閉鎖システム６７０は、第1の閉鎖ロッドセグメント６８０の遠位端６８２に取り付けられた第1の旋回リンク６７６を更に有する。第1の旋回リンク６７６は、第1の閉鎖ロッドセグメント６８０の遠位端６８２に形成された第1のソケット６８３内で回転可能に支持されるように構成された、リンク上に形成された第1の旋回突起６７７を有する。かかる構成により、第1の旋回リンク６７６を第1の閉鎖ロッドセグメント６８０に対して回転させることが可能になる。同様に、第2の旋回リンク６７８は、第2の閉鎖ロッドセグメント６９０に対して回転できるように、その遠位端６９１に取り付けられる。第2の旋回リンク６７８は、第1の旋回突起６７７の開口部を通して延在して、第2の閉鎖ロッドセグメント６９０の遠位端１６９１にある第2のソケット６９２内で回転可能に支持されるように構成された、リンク上に形成された第2の旋回突起１６７９を有する。それに加えて、図５６に見られるように、第1及び第2の旋回リンク６７６、６７８は、第1の旋回リンク６７６のスロット７１７内に摺動可能に受け入れられる第2の旋回リンク６７８上のキー７１６によって互いに移動可能にキー止めされる。少なくとも１つの実施形態では、第1の旋回リンク６７６は、第1のリンク機構アーム６８７によってカム板１１２０それぞれに取り付けられ、第2の旋回リンク６７８は、第2のリンク機構アーム６８８によってカム板１１２０それぞれに取り付けられる。

【００６３】

図示される実施形態では、閉鎖システム６７０は駆動ソレノイド４７４によって作動される。駆動ソレノイド４７４は、第1及び第2の装着ブロック６７２、６７４の一方と動作可能にインターフェース接続して、それに対して軸線方向の閉鎖及び開放運動を加えるように構成される。図５６～５９に見られるように、かかる駆動構成は、第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ６９５のスロット６９６内へと延在するピン６８５によって、第1の装着ブロック６７２に移動可能に取り付けられる、第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ６９５を更に備えてもよい。同様に、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ６９７は、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ６９７のスロット６９８内へと延在するピン６８５によって、第2の装着ブロック６７４に移動可能に取り付けられる。第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ６９５は、それに回転可能に装着された第1の傘歯車６９９Ａを有し、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ６９７は、それに回転可能に取り付けられた第2の傘歯車６９９Ｂを有する。第1及び第2の傘歯車６９９Ａ、６９９Ｂは両方とも、ツール装着プレート３０２上に回転可能に装着された遊び歯車６８９と噛合係合した状態で装着される。図５９Ａを参照されたい。したがって、第1の装着ブロック６７２を遠位方向「ＤＤ」で前進させ、それによって第1の閉鎖ロッドセグメント６８０及び第1の旋回リンク６７６も遠位方向ＤＤで移動させると、傘歯車６８９、６９９Ａ、６９９Ｂは、第2の閉鎖ロッド６９０及び第2の旋回リンク６７８の近位方向「ＰＤ」での移動をもたらす。同様に、第1の装着ブロック６７２を近位方向「ＰＤ」で前進させ、それによって第1の閉鎖ロッドセグメント６８０及び第1の旋回リンク６７６も近位方向ＰＤで移動させると、傘歯車６８９、６９９Ａ、６９９Ｂは、第2の閉鎖ロッド６９０及び第2の旋回リンク６７８の遠位方向「ＤＤ」での移動をもたらす。

【００６４】

図５８は、開放位置にあるアンビル１１００を示す。その図面に見られるように、第1の閉鎖ロッド６８０は第2の閉鎖ロッド６９０のわずかに近位側である。アンビルを閉鎖するため、駆動ソレノイド４７４が電力供給されて、第1の閉鎖ロッド６８０を遠位方向「ＤＤ」で軸線方向に前進させる。かかる作用によって、第1の旋回リンク６７６及び第1のリンク機構アーム６８７が、図５９に示されるような反時計「ＣＣＷ」方向でカム板１１２０を回転させる。かかる作用はまた、第2の閉鎖ロッド６９０の近位方向の移動をもたらして、第2の旋回リンク６７８及び第2のリンク機構アーム６８８も、反時計「ＣＣＷ」方向でカム板１１２０を引っ張る。アンビルを開放するため、駆動ソレノイド４７４は、第1の装着ブロック６７２に対して軸線方向の制御運動を加えて、第1及び第2の制御ロッドセグメント６８０、６９０を図５８に示される位置に戻す。

【００６５】

図６０に示されるエンドエフェクタの実施形態１０００は、エンドエフェクタ１０００に対して回転制御運動を選択的に加えるのを容易にする、全体的に７４８として指定される駆動構成を含む。エンドエフェクタ１０００は、器具駆動軸１３００上で螺合可能に軸支される発射部材１２００を含む。図６１に見られるように、器具駆動軸１３００は、その上に形成された、軸受スリーブ１０１１内で回転可能に支持される軸受セグメント１３０４を有する。器具駆動軸１３００は、細長いチャネル１０２０と動作可能にインターフェース接続すると共に、細長い軸アセンブリ２００の一部分によって動作可能に支持される、全体的に７５０として指定される回転伝達装置と動作可能に噛合する、器具駆動歯車１３０２を有する。１つの例示的形態では、回転伝達装置７５０は差動連動アセンブリ７６０を含む。図６４及び６５に見られるように、差動連動アセンブリ７６０は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０に対して選択的に回転し、またエンドエフェクタハウジング１０１０と共に回転するように構成された、差動ハウジング７６２を含む。

【００６６】

遠位側駆動軸セグメント５４０は、太陽歯車７５４が取り付けられた太陽歯車軸７５２に取り付けられる。したがって、遠位側駆動軸セグメント５４０を回転させると、太陽歯車７５４が回転する。太陽歯車７５４はまた、遠位側駆動軸セグメント５４０と共に軸線方向に移動する。差動連動アセンブリ７６０は、差動ハウジング７６２に回転可能に取り付けられた複数の遊星歯車７６４を更に含む。少なくとも１つの実施形態では、例えば、３つの遊星歯車７６４が用いられる。それぞれの遊星歯車７６４は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０内に形成された第１のエンドエフェクタリングギヤ１０１６と噛合係合している。図６０に示される、図示される例示的実施形態では、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０は、一対の対向する取付け突起１０１８（１つの取付け突起１０１８のみが図６０に見られる）が、細長いチャネル１０２０の近位端１０２１に形成された対応する取付けスロット１０２４（１つの取付けスロット１０２４のみが図６０に見られる）に入ることによって、細長いチャネル１０２０に回転不能に取り付けられる。エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０を細長いチャネル１０２０に移動不能に取り付ける他の方法が用いられてもよく、又は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０は細長いチャネル１０２０と一体的に形成されてもよい。したがって、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０の回転によって、エンドエフェクタ１０００の細長いチャネル１０２０の回転がもたらされる。

【００６７】

図６１～６５に示される実施形態では、差動連動アセンブリ７６０は、太陽歯車７５４と噛合係合するために差動ハウジング７６２内に形成された第２のリングギヤ７６６を更に含む。差動連動アセンブリ７６０はまた、器具駆動歯車１３０２と噛合係合している差動ハウジング７６２内に形成された第３のリングギヤ７６８を含む。エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０内で差動ハウジング７６２を回転させることにより、最終的には、器具駆動歯車１３０２及びそれに取り付けられた器具駆動軸１３００の回転がもたらされる。

【００６８】

臨床医が、関節継手７００の遠位側で長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にしてエンドエフェクタ１０００を回転させて、標的組織に対して所望の配向でエンドエフェクタを位置決めしたいとき、ロボットコントローラ１２は、シフターソレノイド３９４を始動して、太陽歯車７５４が図６５、６７、及び７０に示される「第１の軸線方向」位置へと移動するように、近位側駆動軸セグメント３８０を軸線方向に移動させてもよい。詳細に上述したように、遠位側駆動軸セグメント５４０は、急速脱着継手２１０によって近位側駆動軸セグメント３８０に動作可能に連結される。したがって、近位側駆動軸セグメント３８０の軸線方向移動は、駆動軸セグメント５４０及び太陽歯車７５２及び太陽歯車７５４の軸線方向移動をもたらす場合がある。更に上述したように、シフトシステム３９０は、近位側駆動軸セグメント３８０の軸線方向移動を制御する。第１の軸線方向位置では、太陽歯車７５４は、遊星歯車７６４及び第２のリングギヤ７６６と噛合係合しており、それ

によって、太陽歯車７５４が回転するまで遊星歯車７６４及び差動ハウジング７６２が回転する。

【００６９】

近位側駆動軸セグメント３８０の回転は第2の駆動システム３７０によって制御される。近位側駆動軸セグメント３８０の回転により、遠位側駆動軸セグメント５４０、太陽歯車軸７５２、及び太陽歯車７５４の回転がもたらされる。差動ハウジング７６２及び遊星歯車７６４が単位体としてこのように回転することで、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０と中間関節接合管７１２の遠位側ソケット部分７３０との間の第1の摩擦量Ｆ１を克服するのに十分な大きさで、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０に回転運動が加えられ、それによって、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０及びそれに取り付けられたエンドエフェクタ１０００が、遠位側ソケット管７３０に対して長手方向ツール軸線「ＬＴ－ＬＴ」を中心にして回転する。したがって、かかる位置にあるとき、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０、差動ハウジング７６２、及び遊星歯車７６４は全て単位体として共に回転する。器具軸１３００はエンドエフェクタ駆動ハウジング内の軸受スリーブ１０１１によって支持されるので、器具軸１３００もエンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０と共に回転する。図６１を参照されたい。したがって、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０及びエンドエフェクタ１０００が回転しても、発射部材１２００の変位をもたらすであろう器具駆動軸１３００の相対回転にはつながらない。図示される例示的実施形態では、関節継手７００の遠位側にあるエンドエフェクタ１０００がそのように回転しても、細長い軸アセンブリ２００全体は回転しない。

【００７０】

エンドエフェクタ１０００内の発射部材１２００を駆動するため、器具駆動軸１３００に対して回転駆動運動を加えることが望ましいとき、太陽歯車７５４は、図６１、６２、６４、及び６６に示されるように、「第2の軸線方向」位置に軸線方向に位置決めされて、第2のリングギヤ７６６を係脱する一方で、遊星歯車７６４を噛合係合する。したがって、器具駆動軸１３００を回転させることが望ましいとき、ロボットコントローラ１２は、シフターソレノイド３９４を始動させて、遊星歯車７６４と噛合係合するように太陽歯車７５４を軸線方向に位置決めする。その第2の軸線方向又は「発射位置」にあるとき、太陽歯車７５４は単に遊星歯車７６４を噛合係合する。

【００７１】

近位側駆動軸セグメント３８０の回転は、第2の駆動システム３７０によって制御されてもよい。近位側駆動軸セグメント３８０の回転により、遠位側駆動軸セグメント５４０、太陽歯車軸７５２、及び太陽歯車７５４の回転がもたらされる。太陽歯車７５４を第1の発射方向に回転させると、遊星歯車７６４も回転する。遊星歯車７６４が回転するにつれて、それによって差動ハウジング７６２も回転する。器具駆動歯車１３０２が第3のリングギヤ７６８と噛合係合しているため、差動ハウジング７６２の回転によって器具軸１３００が回転する。エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０と中間関節接合管７１２の遠位側ソケット部分７３０との間に摩擦量Ｆ１が存在するため、遊星歯車７６４が回転しても、エンドエフェクタハウジング１０１０は中間関節接合管７１２に対して回転しない。したがって、駆動軸アセンブリの回転により、エンドエフェクタ１０００全体を回転させることなく、器具駆動軸１３００の回転がもたらされる。

【００７２】

かかる独自の新規な回転伝達装置７５０は、回転駆動軸の軸線方向位置に応じて、エンドエフェクタ１０００を選択的に回転させるか又は発射部材１２００を発射することができる、単一の駆動システムを備える。かかる構成によって提供され得る1つの利点は、関節継手７００を横切らなければならない駆動装置が単純化されることである。また、中央の駆動装置が細長いチャネル１０２０の基部へと並進するので、発射部材１２００を駆動するため、器具駆動軸１３００がステープルカートリッジ１０４０の下に存在することができる。エンドエフェクタが関節継手の遠位側で回転可能であるという能力により、標的組織に対してエンドエフェクタを位置決めする能力を大幅に改善することができる。

【００７３】
上述したように、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置で位置決めされているとき、駆動軸アセンブリの回転により、関節継手７００の遠位側にあるエンドエフェクタ１０００全体の回転がもたらされてもよい。駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置（一実施例では、第1の軸線方向の遠位側）に位置決めされているとき、駆動軸アセンブリの回転により、器具駆動軸１３００の回転がもたらされてもよい。
【００７４】
図６４及び６５に示される回転伝達装置の実施形態は、駆動軸アセンブリを第1及び第2の軸線方向位置で保持するように構成された差動固定システム７８０を含む。図６４及び６５に見られるように、差動固定システム７８０は、駆動軸アセンブリの第1の軸線方向位置に対応する太陽歯車軸７５２内の第1の保持形成物７５６と、駆動軸アセンブリの第2の軸線方向位置に対応する太陽歯車軸７５２内の第2の保持形成物７５８とを備える。図示される例示的実施形態では、第1の保持形成物は、第1の太陽歯車軸７５２内の第1の径方向係止溝７５７を備え、第2の保持形成物７５８は、第2の太陽歯車軸７５２内に形成された第2の径方向係止溝７５９を備える。駆動軸アセンブリが第1及び第2の軸線方向位置にあるとき、第1及び第2の係止溝７５７、７５９はそれぞれ、係止溝７５７、７５９を保持して係合するように適合された少なくとも1つのばね付勢された係止部材７８４と協働する。係止部材７８４は、テーパ状の先端７８６を有し、差動ハウジング７６２内で移動可能に支持される。径方向波形ばね７８２は、図６３に示されるように、係止部材７８４に対して付勢力を加えるために用いられてもよい。駆動軸アセンブリが第1の位置へと軸線方向に移動すると、係止部材７８４が嵌まり込んで第1の径方向係止溝７５７６と係合する。図６５を参照されたい。駆動軸アセンブリが第2の位置へと軸線方向に移動すると、係止部材７４が嵌まり込んで第2の径方向係止溝７５９と係合する。図６４を参照されたい。代替実施形態では、第1及び第2の保持形成物は、例えば、係止部材７８４それぞれに対応する窪みを備えてもよい。また、駆動軸アセンブリを２つを超える軸線方向位置に軸線方向で位置決め可能である代替実施形態では、それらの軸線方向位置それぞれに対応する追加の保持形成物が用いられてもよい。
【００７５】
図７０及び７１は、駆動軸アセンブリが複数の所定の軸線方向位置のうち１つへと係止されることを担保するように構成された、代替の差動固定システム７９０を示す。差動固定システム７９０は、駆動軸アセンブリが、第1及び第2の軸線方向位置のうち１つに位置決め可能であり、駆動システムが適切に動作できない別の軸線方向位置には意図せずに位置決めされないことを担保するように構成される。図７０及び７１に示される実施形態では、差動固定システム７９０は、駆動軸アセンブリに取り付けられる複数の係止ばね７９２を含む。それぞれの係止ばね７９２は、尖った頂点部分７９８によって分離される第1及び第2の係止谷部（locking valley）７９４、７９６を有して形成される。係止ばね７９２は、差動ハウジング７６２上に形成された尖った係止部材７６３と協働するように配置される。したがって、尖った係止部材７６３が第1の係止谷部７９４に着座されると、駆動軸アセンブリは第1の軸線方向位置で保持され、尖った係止部材７６３が第2の係止谷部７９６に着座されると、駆動軸アセンブリは第2の軸線方向位置で保持される。第1及び第2の係止谷部７９４、７９６間の尖った頂点部分７９８により、駆動軸アセンブリが第1及び第2の軸線方向位置の一方にあり、それら２つの軸線方向位置間の軸線方向位置に引っ掛からないことが担保される。追加の軸線方向位置が望ましい場合、係止ばねは、所望の軸線方向位置に対応する追加の係止谷部を備えてもよい。
【００７６】
図６０、７２、及び７３を参照すると、スラスト軸受１０３０が、細長いチャネル１０２０のクレードル１０２６内で支持される。器具駆動軸１３００の遠位端部分１３０６は、スラスト軸受１０３０内で回転可能に受け入れられ、そこを通って突出する。保持カラー１０３２は、図７３に示されるように、遠位端１０３０にピンで固定されるか又は別の方法で固着されて、設置が完了する。このような形でスラスト軸受１０３０を使用するこ

とにより、発射部材１２００を発射するときに細長いチャネル１０２０内の開始位置から終了位置まで「引く」ことが可能になることがある。かかる構成により、高荷重条件下において器具駆動軸１３００が座屈するリスクが最小限に抑えられることがある。スラスト軸受１０３０の独自の新規な装着構成及び配置により、アンビル荷重と共に増加する着座荷重がもたらされ、それによってエンドエフェクタの安定性が更に増加する。かかる装着構成は、本質的に、高荷重発射サイクル中に伸張状態で器具駆動軸１３００を配置するのに役立ってもよい。これにより、駆動システムの歯車が器具駆動軸１３００を回転させると共に軸１３００の座屈に抵抗する必要性が回避されてもよい。保持カラー１０３２の使用により、この構成の製造及び組立てを簡単にすることもできる。発射部材１２００は、アンビルを係合すると共に、発射部材１２００が開始位置から終了位置へと駆動されるとき、カートリッジデッキから所望の距離でアンビルを保持するように構成される。例えば、この構成では、発射部材１２００のアセンブリが細長いチャネル１０２０を遠位側に移動するにつれて、カンチレバービームに似たアンビルの一部の長さがより短く、より堅くなり、それによって細長いチャネル１０２０の遠位端で起こる下向きの荷重の大きさが増加して、軸受の着座荷重が更に増加する。

【００７７】

発射、閉鎖、回転などに回転駆動部材を利用することの利点の１つは、器具のそれらのタスクを達成するのに必要な高荷重に適応するため、駆動軸の高度な機械的利点を使用できることを含んでもよい。しかしながら、かかる回転駆動システムを用いるとき、駆動軸及び移動可能なエンドエフェクタ構成要素が遠位方向に駆動され過ぎた場合の駆動ねじ及び他の器具構成要素に対する壊滅的な故障又は損傷を回避するため、駆動軸が駆動される回転数を追跡するのが望ましいことがある。したがって、回転駆動軸を含む一部のシステムは、これまで、モータの回転を追跡するエンコーダ又は移動可能な構成要素の軸線方向位置を監視するセンサを用いてきた。エンコーダ及び／又はセンサの使用には、かかるシステムに適応する追加の配線、電子機器、及び処理能力を要し、そのことが器具のコストの増加に結び付く場合がある。また、システムの信頼性を予測するのが多少困難なことがあり、その信頼性はソフトウェア及びプロセッサによって変わる。

【００７８】

図７４～７６は、発射部材１２００が開始位置から終了位置へと駆動されるとき、発射部材１２００の線形的行程を制限する、機械的行程制限システム１３１０を示す。行程制限システム１３００は、器具駆動軸１３００’上のねじ山１３０８が駆動軸１３００’の遠位端１３０６まで延在しない、器具駆動軸１３００’を用いる。例えば、図７４～７６に見られるように、器具駆動軸１３００’はねじ切りされていない区画１３０９を含む。発射部材１２００は、器具駆動軸１３００’上のねじ山１３０８とねじ込み可能にインターフェース接続するように適合された、一連の雌ねじ１２０４を有する本体部分１２０２を有するので、器具駆動軸１３００’を第１の発射方向で回転させると、発射部材１２００が、ねじ切りされていない区画１３０９に接触するまで遠位方向「ＤＤ」で駆動され、その地点で発射部材１２００が遠位方向での前進を停止する。即ち、発射部材１２００は、発射部材１２００の雌ねじ１２０４が器具駆動軸１３００’のねじ山１３０８を係脱するまで遠位方向に前進する。器具駆動軸１３００’を第１の方向で更に回転させても、発射部材１２００はそれ以上遠位方向に前進しない。例えば、図７５を参照されたい。

【００７９】

図示される例示的な機械的行程制限システム１３１０は、発射部材１２００をその行程の遠位端まで前進させたとき（即ち、器具駆動軸が第１の回転方向で回転しても、発射部材がそれ以上遠位側に前進しない）、発射部材１２００が接触するように構成された遠位側付勢部材１３１２を更に含む。図７４～７６に示される実施形態では、例えば、付勢部材１３１２は、図示されるように細長いチャネル１０２０内に位置決めされた板ばね１３１４を備える。図７４は、発射部材１２００が接触する前の板ばね１３１４を示し、図７５は、発射部材１２００が接触するようになった後の圧縮状態の板ばね１３１４を示す。その位置にあるとき、板ばね１３１４は、発射部材１２００を近位方向「ＰＤ」で付勢し

て、器具駆動軸１３００’を第２の撤回方向で回転させたとき、発射部材１２００の雌ねじ１２０４が器具駆動軸１３００’と再係合できるようにするのに役立つ。器具駆動軸１３００’を第２の撤回方向で回転させると、発射部材１２００は近位方向に撤回される。図７６を参照されたい。

【００８０】

図７７～８０は、別の行程制限システム１３１０’を示す。行程制限システム１３１０’は、二部分の器具駆動軸１３００’’を用いる。少なくとも１つの形態では、例えば、器具駆動軸１３００’’は、遠位端１３２２にソケット１３２４を有する近位側器具駆動軸セグメント１３２０と、近位端１３３２から突出する突起１３３４を有する遠位側駆動軸セグメント１３３０とを含む。突起１３３４は、ソケット１３２４内に受け入れられるようにサイズ及び形状が決められ、それによって、近位側駆動軸セグメント１３２０上のねじ山１３２６が遠位側駆動軸セグメント１３３０上のねじ山１３３６と協働して、１つの連続的な駆動ねじ山１３４０を形成する。図７７、７９、及び９０に見られるように、遠位側駆動軸セグメント１３３０の遠位端１３３８は、細長いチャネル１０２０の遠位端１０２３で移動可能に支持されるスラスト軸受１０３２を通って延在する。即ち、スラスト軸受１０３２は細長いチャネル１０２０内で軸線方向に移動可能である。遠位側付勢部材１３４２は、スラスト軸受１０３２と接触するように、細長いチャネル１０２０内で支持される。図７８は、器具駆動軸１３００’’が第１の回転方向で駆動されるときの、遠位方向「ＤＤ」で駆動されている発射部材１２００を示す。図７９は、その行程の遠位端にある発射部材１２００を示す。器具駆動軸１３００’’を第１の回転方向で更に回転させると、スラスト軸受１０３２が付勢部材１３４２を圧縮し、また、近位側セグメント１３２０を回し続けた場合に遠位軸セグメント１３３０を空転させることが可能になる。近位側及び遠位側器具駆動軸セグメント１３２０、１３３０の間のかかる空転により、発射部材１２００がそれ以上遠位側に前進し、最終的には器具を損傷する可能性が防止される。しかしながら、第１の回転運動が中断された後、付勢部材１３４２は遠位軸セグメント１３２０を近位方向で付勢するのに役立ち、それによって突起１３３４がソケット１３２４内に着座される。その後、器具軸１３００’’を第２の回転方向で回転させることにより、図８０に示されるように、発射部材１２００が近位方向「ＰＤ」で移動する。

【００８１】

図８１は、別の行程制限システム１３１０’’を示す。この実施形態では、器具駆動軸１３００はその上に形成された突起１３５０を有し、その突起は、器具駆動歯車１３０２がその上に形成されるか又は別の方法で取り付けられている、軸受セグメント１３０４のソケット１３５２内に受け入れられるようにサイズ及び形状が決められる。図８１Ａ及び８１Ｂはそれぞれ、対応するソケット１３５２’及び１３５２’’を解除可能に係合するように構成された、異なる突起１３５０’（図８１Ａ）及び１３５０’’（図８１Ｂ）を示す。板ばね１３１４は、発射部材１２００がその行程の端部に達したとき、発射部材１２００が接触するように位置決めされる。器具駆動軸１３００の更なる回転により、突起１３５０、１３５０’、１３５０’’がそれぞれソケット１３５２、１３５２’、１３５２’’から滑脱し、それによって器具軸１３００はそれ以上回転しなくなる。一旦器具駆動軸１３００に対して回転運動が加えられなくなると、板ばね１３１４が発射部材１２００に対して付勢運動を加えて、最終的に、器具駆動軸１３００を近位方向「ＰＤ」で付勢して、突起１３５０をソケット１３５２内に着座させる。器具駆動軸１３００が第２の回転方向で回転することにより、発射部材１２００が近位方向「ＰＤ」で開始位置へと撤回される。一旦発射部材１２００が開始位置へと戻ると、次にアンビル１１００が開放されてもよい。

【００８２】

図示される例示的実施形態では、発射部材１２００は、エンドエフェクタを通して発射部材１２００を遠位側へと駆動するとアンビル１１００を係合して、アンビルをステープルカートリッジから積極的に離隔配置するように構成され、特に不適合な量の組織が締め付けられたときに、閉鎖されたステープルが適切に形成されることが保証される。アンビ

ルを係合すると共にステープルカートリッジ又は細長いチャネルから離隔配置するように構成され、この実施形態又は他の実施形態で用いられてもよい、発射部材の他の形態は、その開示全体を参照により本明細書に援用する、米国特許第6，978，921号、発明の名称「Surgical Stapling Instrument Incorporating an E-beam Firing Mechanism」に開示されている。図82及び83に見られるように、発射部材1206の本体部分1202は、細長いチャネル1020内のチャネルスロット1028を上向きに係合する足部分1206を含む。図60を参照されたい。同様に、ナイフ本体は一対の横方向に突出する上部フィン1208を含む。アンビル1100が閉止された状態で発射されると、上部フィン1208は、アンビル1100を通って遠位側に延在する長手方向のアンビルスロット1103内で遠位方向に前進する。アンビル1100に軽微な上向きの撓みがある場合、上部フィン1208によって付与される下向きの力によって克服される。

【0083】

広くは、発射部材を閉鎖し前進させる、即ち発射部材を「発射する」のに必要な荷重は、90.7kg（200ポンド）を超えることが考えられ得る。しかしながら、かかる力の要件は、発射部材の雌ねじ1204が、アクメねじなどの電力式のねじ山（power-type thread）形態の比較的微細なねじ山を備えることを要することがある。更に、発射部材1200がエンドエフェクタを通して遠位側へと駆動されるときに連結されるのを回避するため、上部フィン1208を十分に支持するには、発射部材の少なくとも5～15のねじ山が、器具駆動軸上のねじ山と任意の所与の時点で係合されるのが望ましいことがある。しかしながら、従来の製造方法は、直径0.2cm～0.38cm（0.08インチ～0.150インチ）の開口部内で、十分なねじ山の深さを有する十分なねじ山を発射部材本体1202に形成するのには適していないことがある。

【0084】

図82～84は、上述の課題の少なくとも一部に対処することができる、発射部材1200'を示す。それらの図面に見られるように、発射部材の本体部分1202'は、器具軸を中に受け入れるようにサイズ決めされた、中を通って延在する中空の軸ソケット1210を有する。この実施形態の雌ねじは、図示されるように、軸ソケット1210の穴1212を通って横断方向で延在する一連のロッド1214によって形成される。図84に見られるように、ピン1214は、器具駆動軸1300上のねじ山1308のピッチの小径の上に乗る。

【0085】

図85は、上述した製造上の課題の少なくとも一部にやはり対処することができる、別の発射部材1200''を示す。その図面に見られるように、発射部材100''の本体部分1202''は、器具軸を中に受け入れるようにサイズ決めされた、中を通って延在する中空の軸ソケット1210を有する。図示されるように、一対の窓1216が本体部分1202''に形成される。この実施形態の雌ねじ1220は、窓1216に挿入され、溶接、接着剤などによって中に取り付けられるプラグ1218上に形成される。図86及び87は、ソケット1210内へのアクセスが、本体部分1202''に形成されたアクセス窓1230A、1230Bを通して得られる、別の発射部材1200''を示す。例えば、一対のアクセス窓1230Aは、ソケット部分1210の一方の側面を通して設けられて、雌ねじセグメント1232をソケット1210の反対側の壁内に形成することが可能になる。別のアクセス窓1230Bは、ソケット部分1210の反対側の側面を通して設けられ、それによって、雌ねじセグメント1234を雌ねじセグメント1232間の反対側の壁に形成することができる。ねじ山セグメント1232、1234は協働して、器具駆動軸1300上のねじ山1308をねじ込み可能に係合する。

【0086】

エンドエフェクタ1000は、ステープルカートリッジ1040を中で解除可能に支持する。図60を参照されたい。ステープルカートリッジ1040は、細長いチャネル1020と共に動作可能に着座されるように構成されたカートリッジ本体1042を含む。カ

ートリッジ本体１０４２は、発射部材１２００を収容する細長いスロット１０４６を中に有する。カートリッジ本体１０４２は更に、本明細書ではカートリッジデッキ１０４４と呼ばれる上面を画定する。それに加えて、細長いスロット１０４のそれぞれの側面上に、互い違いにされたステープルアパーチャ１０４８の2つのラインが設けられる。ステープルアパーチャ１０４８は、１つ又は2つの外科用ステープル（図示なし）をその上で支持する、対応するステープルドライバ１０５０を動作可能に支持する。様々なかかるステープルドライバの構成が知られており、本発明の様々な例示的実施形態の趣旨及び範囲から逸脱することなく用いられてもよい。

【００８７】

発射部材の実施形態はまた、ステープルカートリッジ１０４０内で動作可能に支持されたステープルドライバと駆動可能に接触する、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０を用いる。図６０に見られるように、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０は、ステープルカートリッジ１０４０内で動作可能に支持されたステープルドライバのラインと駆動可能に接触するように配向された、少なくとも2つのウェッジ１２５２を含む。発射部材１２００を遠位側へと駆動すると、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０は発射部材１２２０と共に移動し、その上にあるウェッジ１２５２によって、閉鎖されたアンビル１１００に向かってドライバ１０５０が押し上げられる。ドライバ１０５０が上向きに駆動されると、その上で支持された外科用ステープルがそれら個々のアパーチャ１０４８から送り出されて、閉鎖されたアンビル１１００のステープル形成面１１０４と接触する。

【００８８】

本明細書で開示する様々な例示的なエンドエフェクタの実施形態はまた、カートリッジが存在せず、カートリッジがエンドエフェクタ内に適切に着座されていないとき、及び／又は使用済みカートリッジがエンドエフェクタ内に設置されたままのとき、臨床医が不用意に発射部材を前進又は「発射」させるのを防ぐ、独自の新規な発射ロックアウト構成を用いてもよい。例えば、以下で更に詳細に考察するように、発射ロックアウト構成は、器具駆動軸１３００及び／又は発射部材１２００と相互作用して、上述の条件のうち1つが存在するときに、発射部材１２００の不用意な前進を防いでもよい。

【００８９】

図示される例示的実施形態では、発射部材１２００が、例えば、カートリッジ本体１０４２の細長いスロット１０４６（図６０）、細長いチャネル１０２０のチャネルスロット１０２８、及びアンビル１１００のアンビルスロット１１０３と適切に整列されている場合、器具駆動軸１３００が第1の回転又は「発射」方向で回転することにより、発射部材１２００がステープルカートリッジ１０４０を通して遠位側へと駆動される。主に図９０を参照すると、細長いスロット１０４６、チャネルスロット１０２８、及び／又はアンビルスロット１１０３は、例えば発射行程の間に、外科用エンドエフェクタ１０００を通る経路に沿って発射部材１２００が移動する際にそれをガイドすることができる。発射部材１２００が動作可能な構成のとき、例えば、チャネルスロット１０２８は、発射部材１２００の足部分１２０６を受け入れるように構成され、アンビルスロット１１０３は、発射部材１２００の上部フィン１２０８を受け入れる。発射部材１２００の一部分がチャネルスロット１０２８及び／又はアンビルスロット１１０３内に位置決めされていると、発射部材１２００を軸線Ａと整列させるか又はほぼ整列させることができる。チャネルスロット１０２８及び／又はアンビルスロット１１０３は、例えば、発射部材１２００がカートリッジ本体１０４２に対して初期位置から第2の位置へと移動するとき、発射部材１２００をガイドし、発射部材１２００と軸線Ａとの整列を維持することができる。

【００９０】

簡潔に上述したように、様々な外科用ステープルカートリッジの実施例では、外科用ステープルは、カートリッジ本体内で支持された移動可能なステープルドライバ上で支持される。様々な例示的なエンドエフェクタの実施形態は、ステープルカートリッジを通してウェッジスレッドアセンブリを遠位側へと駆動するとステープルドライバに接触して、ステープルをカートリッジ本体のそれら個々のキャビティから送り出し、閉鎖されたアンビ

ルとの接触を形成するように構成された、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０を用いる。少なくとも１つの例示的実施形態では、ウェッジスレッド１２５０はステープルカートリッジ１０４０内に位置決めされる。したがって、新しいステープルカートリッジ１０４０はそれぞれ、中で動作可能に支持されたそれ自体のウェッジスレッドを有する。臨床医が新しいステープルカートリッジ１０４０を細長いチャネル内に適切に着座すると、ウェッジスレッド１２５０は、例えば、図６０、８８、及び８９に示されるような形で、器具駆動軸１３００をまたぎ、発射部材１２００を係合するように構成される。それらの図面に見られるように、例示のウェッジスレッドアセンブリ１２５０は、スレッド本体１４１４、フランジ１４１０、及びウェッジ１２５２を備えることができる。スレッド本体１４１４は、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０が細長いチャネル１０２０内に位置決めされると、器具駆動軸１３００の一部分の周りに位置決めすることができる。スレッド本体１４１４は、スレッド本体１４１４が器具駆動軸１３００の周りに位置決めされたとき、スレッド本体１４１４が器具駆動軸１３００との接触を回避するように構成することができる。スレッド本体１４１４は、例えば、器具駆動軸１３００の上及び／又は周りで湾曲する輪郭１４１２を備えることができる。かかる実施形態では、例えば、フランジ１４１０はスレッド本体１４１４とウェッジ１２５２それぞれとの間で延在する。それに加えて、スレッド本体１４１４は、発射部材本体１２０３の一部分を受け入れるように構成された切欠き１４１５を有する。主に図８９を参照すると、フランジ１４１０は、発射部材１２００がウェッジスレッドアセンブリ１２５０を係合しているとき、発射部材１２００の足部分１２０６にほぼ平行に延在することができる。

【００９１】

新しいステープルカートリッジ１０４０が細長いチャネル１０２０内に適切に設置されているとき、（例えば、器具駆動軸１３００を回転させることによって）発射部材１２００を最初に作動させることで、発射部材本体１２０３の一部分がウェッジスレッド１２５０の切欠き１４１５に入り、それによって、発射部材１２００が、カートリッジ本体１０４２の細長いスロット１０４６（図６０）、細長いチャネル１０２０のチャネルスロット１０２８、及びアンビル１１００のアンビルスロット１１０３と整列して、ステープルカートリッジ１０４０を通して発射部材１２５０を遠位側へと前進させることができる。したがって、ウェッジスレッドは、本明細書では「整列部材」とも呼ばれることがある。ステープルカートリッジ１０４０が細長いチャネル内に適切に設置されている場合、発射部材１２００を作動させても、ウェッジスレッド１２５０の切欠き１４１５とは整列係合されず、発射部材１２００は、細長いチャネル１０２０のチャネルスロット１０２８及びアンビル１１００のアンビルスロット１１０３と整列されないままであり、それによって発射部材１２５０が発射されることを防ぐ。

【００９２】

新しいステープルカートリッジ１０４０が細長いチャネル１０２０内に適切に設置された後、臨床医は、第１の回転運動を器具駆動軸１３００に加えることによって発射部材を発射する。一旦発射部材１２５０がステープルカートリッジ１２５０を通してその最遠位位置へと遠位側に駆動されると、逆回転運動が器具駆動軸１３００に加えられて、発射部材１２５０が外科用ステープルカートリッジ１０４０外部のその開始位置へと戻されて、使用済みカートリッジを細長いチャネル１０２０から除去し、新しいステープルカートリッジを中に設置することができる。発射部材１２５０がその開始位置へと戻されるとき、ウェッジスレッド１２５０はステープルカートリッジの遠位端に残り、発射部材１２００と共に戻らない。したがって、発射部材１２００がステープルカートリッジ１０４０及びアンビルのアンビルスロット１１０３の外へと近位側に移動すると、器具駆動軸１３００の回転運動によって、発射部材１２００が僅かに旋回して動作不能位置に入る。即ち、発射部材１２００が（カートリッジ外部の）動作不能位置にあるとき、臨床医が使用済みカートリッジ１０４０を除去し、新しいウェッジスレッド１２５０を収容した新しいカートリッジと交換せずにアンビル１１１０を閉鎖し、発射部材１２００を発射しようとした場合、発射部材１２００と整列するウェッジスレッドが存在しないため、発射部材１２００

は細長いチャネル１０２０を通して遠位側へと前進することができない。したがって、かかる構成は、カートリッジが存在しないときに臨床医が不用意に発射部材１２００を発射するのを防ぐ。

【００９３】

かかる例示的実施形態では、発射部材１２００が動作可能な構成で配向されているとき、発射部材１２００を軸線Ａとほぼ位置合わせすることができ、それによって、発射部材１２００は、エンドエフェクタ１０００を通って確立された経路に沿って移動することができる。軸線Ａは、アンビル１１００のステープル形成面１１０４及び／又はステープルカートリッジ１０４０のカートリッジデッキ１０４４（図６０）にほぼ垂直であることができる。他の例示的実施形態では、軸線Ａは、アンビル１１００のステープル形成面１１０４及び／又はステープルカートリッジ１０４０のカートリッジデッキ１０４４に対して角度を付けて配向することができる。更に、少なくとも１つの例示的実施形態では、軸線Ａは外科用エンドエフェクタ１０００の中心を通って延在することができ、他の例示的実施形態では、軸線Ａは外科用エンドエフェクタ１０００のどちらかの側に位置決めすることができる。

【００９４】

図９１～９７は、独自の新規な発射ロックアウト構成を用いる外科用エンドエフェクタ１４００の１つの例示的形態を示す。図９１～９５に見られるように、発射部材１２００が初期位置にあるとき、発射部材１２００は、発射部材１２００とチャネルスロット１０２８及びアンビルスロット１１０３とのミスアラインメントにより、エンドエフェクタを通して遠位側に前進するのを防ぐ、動作不能の形態である。発射部材１２００は、全体的に１４１８として指定される発射ロックアウト部によって動作不能の形態で保持されてもよい。主に図９１～９３を参照すると、少なくとも１つの形態では、発射ロックアウト部１４１８は、細長いチャネル１０２０に形成された第１のロックアウト溝又は切欠き１４０２を含む。しかしながら、他の例示的実施形態では、第１のロックアウト切欠き１４０２は、例えば、第１のつかみ具１００４、第２のつかみ具１００６、細長いチャネル１０２０、及び／又はアンビル１１００に開口部を形成することができる。様々な例示的実施形態では、第１のロックアウト切欠き１４０２は、発射部材１２００が動作不能構成のとき、第１のロックアウト切欠き１４０２が発射部材１２００の一部分を保持して係合するように、外科用エンドエフェクタ１４００内に配置される。第１のロックアウト切欠き１４０２は、例えば、細長いチャネル１０２０のチャネルスロット１０２８の付近にあるか、それに隣接するか、且つ／又はそれに接続することができる。主に図９１を参照すると、チャネルスロット１０２８は、その長さに沿ったスロット幅を有することができる。少なくとも１つの例示的実施形態では、第１のロックアウト切欠き１４０２は、チャネルスロット１０２８及び第１のロックアウト切欠き１４０２を組み合わせた幅がチャネルスロット１０２８のスロット幅を超えるように、チャネルスロット１０２８から延在することができる。図９１に見られるように、発射部材１２００が動作不能構成のとき、発射部材１２００の足部分１２０６は第１のロックアウト切欠き１４０２内へと延在し、それによって細長いチャネル１０２０を通して不用意に遠位側に前進するのを防ぐ。

【００９５】

新しいステープルカートリッジ１０４０が細長いチャネル１０２０内に適切に設置されているとき、発射行程を開始することにより、発射部材がステープルカートリッジ１０４０内に位置決めされたウェッジスレッド１２５０を係合し、それによって発射部材１２００が移動して、カートリッジ本体１０４２の細長いスロット１０４６、細長いチャネル１０２０のチャネルスロット１０２８、及びアンビル１１００のアンビルスロット１１０３と駆動可能に整列されて、それを通して発射部材１２５０を遠位側へと前進させることができる。発射部材１２００がステープルカートリッジ１０４０に対して初期位置から第２の位置へと移動するにつれて、発射部材１２００は、例えば、第１のロックアウト切欠き１４０２を越えて移動することができる。第１のロックアウト切欠き１４０２は、例えば、約０．６４ｃｍ（０．２５インチ）の長さを有することができる。いくつかの他の例示

的実施形態では、第１のロックアウト切欠き１４０２は、例えば、約０．３８ｃｍ（０．１５インチ）～約０．６４ｃｍ（０．２５インチ）の長さ、又は例えば、約０．６４ｃｍ（０．２５インチ）～約２．５ｃｍ（１．０インチ）の長さを有することができる。

【００９６】

図９３及び９４を参照すると、外科用エンドエフェクタ１４００は、発射部材１２００が動作不能構成のとき、発射部材１２００の上部フィン１２０８を収容するように構成することができる。例えば、発射ロックアウト部１４１８は、アンビル１１００内の第２のロックアウト溝又は切欠き１４０４を含むことができる。図示される例示的実施形態では、第２のロックアウト切欠き１４０４は、例えば、アンビル１１００のアンビルスロット１１０３の付近にあるか、それに隣接するか、且つ／又はそれに接続することができる。アンビルスロット１１０３は、その長さに沿った幅を有することができる。少なくとも１つの例示的実施形態では、第２のロックアウト切欠き１４０４は、アンビルスロット１１０３及び第２のロックアウト切欠き１４０４を組み合わせた幅がアンビルスロット１１０３のスロット幅を超えるように、アンビルスロット１１０３から延在することができる。第２のロックアウト切欠き１４０４０は、外科用エンドエフェクタ１４００の長さ又は距離を延在することができる。発射部材１２００は、発射部材１２００が動作不能構成のとき、第２のロックアウト切欠き１４０４をその長さに沿って係合するように構成することができる。発射部材１２００がステープルカートリッジ１０４０に対して初期位置から第２の位置へと移動するにつれて、発射部材１２００は、例えば、第２のロックアウト切欠き１４０４を越えて移動することができる。第２のロックアウト切欠き１４０４は、例えば、約０．６４ｃｍ（０．２５インチ）の長さを有することができる。いくつかの他の例示的実施形態では、第２のロックアウト切欠き１４０４は、例えば、約０．３８ｃｍ（０．１５インチ）～約０．６４ｃｍ（０．２５インチ）の長さ、又は例えば、約０．６４ｃｍ（０．２５インチ）～約２．５ｃｍ（１．０インチ）の長さを有することができる。主に図９３を参照すると、第１のロックアウト切欠き１４０２はチャネルスロット１０２８から第１の方向Ｘで延在することができ、第２のロックアウト切欠き１４０４はアンビルスロット１１０３から第２の方向Ｙで延在することができる。少なくとも１つの例示的実施形態では、第１の方向Ｘは第２の方向Ｙに対してほぼ横方向反対側であることができる。かかる例示的実施形態では、発射部材１２００が動作不能構成へと移動すると、発射部材１２００の足部分１２０６は、旋回して第１のロックアウト切欠き１４０２に入ることができ、発射部材１２００の上部フィン１２０８は、旋回して第２のロックアウト切欠き１４０４に入ることができる。

【００９７】

主に図９２～９４を参照すると、発射部材１２００が動作不能構成で配向されると、発射部材１２００の対応する部分が第１及び第２のロックアウト切欠き１４０２、１４０４を係合する。発射部材１２００は、発射部材１２００が動作不能構成のとき、少なくとも部分的に第１及び第２のロックアウト切欠き１４０２、１４０４内に位置決めすることができる。発射部材１２００は、発射部材１２００が動作不能構成へと移動すると、第１及び第２のロックアウト切欠き１４０２、１４０４内へとシフトすることができる。更に、発射部材１２００が動作可能構成で配向されると、発射部材１２００は第１及び第２のロックアウト切欠き１４０２、１４０４を係脱することができる。

【００９８】

外科用エンドエフェクタ１４００の１つ以上の部分は、発射部材１２００が動作不能構成で配向されると、発射部材１２００を阻止し、発射部材１２００が外科用エンドエフェクタ１４００を通して移動するのを制限又は防止することができる（例えば、図９５を参照）。例えば、第１のつかみ具１００４、第２のつかみ具１００６、細長いチャネル１０２０、及び／又はアンビル１１００は、発射部材１２００が動作可能構成のときにそれを阻止するように構成することができる。いくつかの例示的実施形態では、第１のロックアウト切欠き１４０２は、その上に形成された第１の阻止面又は縁部１４０６（図９１及び９２）を有し、第２のロックアウト切欠き１４０４は、その上に形成された第２の阻止面

又は縁部１４０８（図９４）を有する。発射部材１２００が動作不能構成の状態で発射部材１２００を発射しようとすると、発射部材１２００の対応する部分が第１及び第２の阻止面１４０６、１４０８の一方または両方に接触して、発射部材１２００が初期位置から第２の位置に向かって移動するのを防ぐ。少なくとも１つの例示的実施形態では、外科用エンドエフェクタ１４００は、必ずしも第１の阻止縁部１４０６及び第２の阻止縁部１４０８の両方を有さなくてもよい。

【００９９】

図９７～１０４は、別の例示的な発射ロックアウト構成を用いる別の例示的な外科用エンドエフェクタの実施形態１５００を示す。例えば、それらの図面に見られるように、外科用エンドエフェクタ１５００は、細長いチャネル１０２０、器具駆動軸１３００、及び発射部材１２００を備えることができる。外科用エンドエフェクタ１５００はまた、エンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０を備えることができる（例えば、図１００を参照）。本明細書に記載するエンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０と同様に、エンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０は、軸受スリーブ１５１１及び第３のリングギヤ又はハウジング駆動部材７６８を備えることができる。軸受スリーブ１５１１は、器具駆動軸１３００の軸受セグメント１３０４を軸受スリーブ１５１１内で移動可能に位置決めできるように構成することができる。軸受セグメント１３０４は、器具駆動軸１３００が、本明細書に記載するように、動作不能位置と動作可能位置との間で移動すると、軸受スリーブ１５１１内で移動することができる。軸受スリーブ１５１１は、例えば、縦辺及び／又は平行辺を間に有する卵形、楕円、及び／又は半円を備える断面形状など、細長い断面を有するボア１５１２を備えることができる。かかる例示的実施形態では、軸受セグメント１３０４は、器具駆動軸１３００が動作不能位置にあるとき、例えば第１の半円など、ボア１５１２の第１の辺に接して、又はその付近に位置決めすることができる。更に、軸受セグメント１３０４は、器具駆動軸１３００が動作可能位置にあるとき、例えば第２の半円など、ボア１５１２の第２の辺に接して、又はその付近に位置決めすることができる。

【０１００】

器具駆動軸１３００は、動作不能位置と動作可能位置との間で移動可能であることができる。本明細書に記載するように、付勢部材１５２０及び／又はステープルカートリッジ１０４０の一部分は、例えば、動作不能位置と動作可能位置との間で器具駆動軸１３００を移動させることができる。図示される実施形態および他の実施形態では、器具駆動軸１３００の器具駆動歯車１３０２は、器具駆動軸１３００が動作可能位置にあるとき、エンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０の第３のリングギヤ７６８と係合させることができる。器具駆動歯車１３０２は、例えば外歯車であることができ、第３のリングギヤ７６８は、例えば内歯車であることができる。器具駆動軸１３００が動作不能位置から動作可能位置へと移動すると、器具駆動歯車１３０２は移動して第３のリングギヤ７６８と係合することができる。更に、器具駆動軸１３００が動作不能位置にあるとき、器具駆動歯車１３０２を第３のリングギヤ７６８から係脱させることができる。少なくとも１つの例示的実施形態では、器具駆動軸１３００が動作可能位置から動作不能位置へと移動すると、器具駆動歯車１３０２は移動して、第３のリングギヤ７６８との係合から外れることができる。本明細書に記載する他の例示的実施形態と同様に、器具駆動軸１３００をエンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０内の第３のリングギヤ７６８と係合させると、駆動システム７５０（図６１）は、例えば、発射行程の間、外科用エンドエフェクタ１５００の細長いチャネル１０２０を通して発射部材１２００を駆動することができる。

【０１０１】

主に図１０１及び１０２を参照すると、軸受セグメント１３０４は、器具駆動軸１３００が動作不能位置にあるとき、軸受スリーブ１５１１のボア１５１２の第１の辺に接して位置決めすることができる。保持ピン１５１４（図９８、１００、１０１、及び１０３）は、軸受セグメント１３０４をボア１５１２の第１の辺に対して付勢するように構成することができ、それによって、器具駆動軸１３００は、例えば動作不能位置で保持され、器具駆動歯車１３０２は、例えば第３のリングギヤ７６８との係合から外れて保持される。

いくつかの例示的実施形態では、保持ピン１５１４は、保持ピン１５１４が軸受セグメント１３０４に対して力を働かせて、器具駆動軸１３００を動作不能位置に向かって移動させるように、ばね上げすることができる。器具駆動軸１３００は、保持ピン１５１４によって働く力を別の力が克服して、例えば器具駆動軸１３００を動作可能位置に向かって移動させ、例えば器具駆動歯車１３０２が第3のリングギヤ７６８と係合するまで、動作不能位置に残ることができる。

【０１０２】

主に図１０３及び１０４を参照すると、軸受セグメント１３０４は、器具駆動軸１３００が動作可能位置にあるとき、軸受スリーブ１５１１のボア１５１２の第2の辺に接して位置決めすることができる。様々な例示的実施形態では、保持ピン１５１４（図９８、１００、１０１、及び１０３）によって働く力を克服して、軸受セグメント１３０４がボア１５１２の第2の辺に接するように移動させ、それによって、器具駆動軸１３００は、例えば動作可能位置にあり、器具駆動歯車１３０２は、例えば第3のリングギヤ７６８と係合される。本明細書に記載するように、付勢要素１５２０は、例えば、保持ピン１５１５によって働く力を克服する力を、軸受セグメント１３０４に対して働かせることができる。

【０１０３】

外科用エンドエフェクタ１５００は、第1の組の位置（例えば、図１０３を参照）と、第2の組の位置（例えば、図１０１を参照）との間で移動可能であることができる、付勢要素１５２０を備えることができる。第2の組の位置は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０に対して第1の組の位置の遠位側であり得る。付勢要素１５２０が第1の組の位置にあるとき、付勢要素１５２０は、例えば、器具駆動軸１３００を動作可能位置へと移動させるように構成することができる。付勢要素１５２０が第2の組の位置にあるとき、付勢要素１５２０は、例えば、器具駆動軸を動作不能位置に戻すことができるように、器具駆動軸１３００を解放することができる。

【０１０４】

付勢要素１５２０は、外科用エンドエフェクタ１５００内で位置決め可能な独立した要素であることができる。付勢要素１５２０は、例えば外科用エンドエフェクタ１５００内で移動可能に保持することができ、例えばステープルカートリッジ１０４０と動作可能に係合可能であることができる。ステープルカートリッジ１０４０は付勢要素１５２０を備えることができる。いくつかの例示的実施形態では、付勢要素１５２０は、例えばステープルカートリッジ１０４０のウェッジスレッドアセンブリ１２５０と一体的に形成することができ、付勢要素１５２０は、例えばステープルカートリッジ１０４０内で移動可能に保持することができる。かかる例示的実施形態では、付勢要素１５２０は、例えば、発射行程の間、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０及び／又は発射部材１２００が細長いチャネル１０２０を通って移動するにつれて、細長いチャネル１０２０を通って移動することができる。

【０１０５】

主に図９９を参照すると、付勢要素１５２０は、付勢本体１５２２と、付勢本体１５２２から延在する脚体１５２６を備えることができる。付勢本体１５２２は、外科用エンドエフェクタ１５００内の器具駆動軸１３００の一部分の周りに位置決めすることができる。いくつかの例示的実施形態では、付勢本体１５２２は、付勢本体１５２２を器具駆動軸１３００の周りに位置決めしたとき、付勢本体１５２２と器具駆動軸１３００との接触を回避するように構成することができる。付勢本体１５２２は、例えば、器具駆動軸１３００の上及び／又は周りで湾曲する輪郭１５２４を備えることができる。脚体１５２６は、細長いチャネル１０２０の一部分及び／又は器具駆動軸１３００のどちらかの側に沿って延在することができる。付勢要素１５２０はまた、少なくとも１つの延長部又はウェッジ１５２８を備えることができる。本明細書に記載するように、ウェッジ１５２８は、軸受スリーブ１５１１及び／又は軸受セグメント１３０４を移動可能に係合して、器具駆動軸を動作可能位置へと移動させることができる。付勢要素１５２０はまた、少なくとも１つ

のばね１５３０を備えることができる。ばね１５３０は、例えば、初期構成（図１０１）と変形構成（図１０３）との間で変形可能であることができる。ばね１５３０は、力によってばね１５３０が初期構成から変形構成へと変形するまで、付勢要素１５２０をエンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０に対して第1の組の位置で保持することができる。ばね１５３０が初期構成から変形構成へと移動すると、付勢要素１５２０は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０に対して第2の組の位置から第1の組の位置に移動することができる。

【０１０６】

主に図１０１を参照すると、ステープルカートリッジ１０４０（図１０３）を細長いチャネル１０２０に挿入する前、ばね１５３０は、例えば初期構成であることができ、付勢要素１５２０は、例えば第2の組の位置にあることができる。保持ピン１５１４は、例えば、ボア１５１２の第1の辺に接して軸受セグメント１３０４を保持することができる。かかる例示的実施形態では、器具駆動軸１３００は、保持ピン１５１４によって動作不能位置で保持することができる。

【０１０７】

次に図１０３を参照すると、ステープルカートリッジ１０４０を細長いチャネル１０２０内に設置することで、付勢要素１５２０がばね１５３０の力に対抗して近位側に移動して第1の組の位置に至り、そこで、ウェッジ１５２８が軸受スリーブ１５１１及び軸受セグメント１３０４を移動可能に係合して、器具駆動軸１３００の軸受セグメント１３０４及び器具駆動歯車１３０２を付勢して第3のリングギヤ７６８と噛合係合させる。その後、本明細書に記載するように発射駆動システムを作動させることにより、発射部材１２００の発射がもたらされる。いくつかの例示的実施形態では、ステープルカートリッジ１０４０の一部分は、付勢要素１５２０に直接接触して、付勢要素１５２０を第1の組の位置へと移動させるように構成される。他の例示的実施形態では、ステープルカートリッジ１０４０の一部分は、例えば発射部材１２００など、外科用エンドエフェクタ１５００の別の要素に接触して、付勢要素１５２０を第1の組の位置へと動作可能に移動させるように構成される。更に他の例示的実施形態では、ステープルカートリッジ１０４０は、それと一体的に形成された付勢要素１５２０を有する。

【０１０８】

様々な例示的実施形態では、付勢要素１５２０は、例えば、本明細書に記載するように、発射行程の間、発射部材１２００及び／又はウェッジスレッドアセンブリ１２５０が、器具駆動軸１３００によって細長いチャネル１０２０を通して駆動されると、外科用エンドエフェクタ１５００の細長いチャネル１０２０を通って移動することができる。付勢要素１５２０は、ステープルカートリッジ１０４０のウェッジスレッドアセンブリ１２５０と一体的に形成し、且つ／又はそれに固定することができる。かかる例示的実施形態では、ステープルカートリッジ１０４０が細長いチャネル１０２０内に最初に着座されると、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０及び付勢要素１５２０を、ステープルカートリッジ１０４０及び／又は細長いチャネル１０２０に対する初期位置に位置決めすることができる。付勢要素１５２０の初期位置は、本明細書に記載するように、付勢要素１５２０がエンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０の軸受スリーブ１５１１を移動可能に係合して、器具駆動軸１３００を動作可能位置へと移動させるような、第1の組の位置に対応することができる。発射行程の間、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０及び付勢要素１５２０は、例えば、初期又は第1の組の位置から離れる方向に移動させることができる。付勢要素１５２０は、例えば第2の組の位置に移動することができる。付勢要素１５２０が第1の組の位置を越えて第2の組の位置へと移動すると、付勢要素１５２０は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１５１０の軸受スリーブ１５１１を係合して器具駆動軸１３００を動作可能構成で保持しなくなることがある。付勢要素１５２０が第2の組の位置へと移動すると、付勢要素１５２０は、器具駆動軸１３００の器具駆動歯車１３０２を第3のリングギヤ７６８と係合するように付勢しないことがあるが、チャネルスロット１０２８、アンビルスロット１１０３、及び／又はステープルカートリッジ１０４０の細長いスロット１

０４６は、器具駆動軸１３００の器具駆動歯車１３０２を第3のリングギヤ７６８と噛合係合した状態で保持する発射配向で発射部材１２００をガイドし、それによって、発射行程の間に器具駆動軸１３００が動作不能位置に戻るのを防ぐのに役立つ。

【０１０９】

少なくとも1つの例示的実施形態では、発射部材１２００及び／又は器具駆動軸１３００は、発射行程の間、ウェッジスレッドアセンブリ１２５０及び／又は付勢要素１５２０を第2の組の位置へと駆動することができる。様々な例示的実施形態では、発射行程が完了すると、発射部材１２００は初期位置に戻ることができるが、例えば、付勢要素１５２０を含むウェッジスレッドアセンブリ１２５０は、第2の組の位置に残ることができる。発射部材１２００は、例えば外科用エンドエフェクタ１５００内の近位位置に戻ることができ、付勢要素１５２０は、例えば外科用エンドエフェクタ１５００内の遠位位置に残ることができる。発射部材１２００が初期位置にあり、付勢要素１５２０が第2の組の位置にあるとき、器具駆動軸１３００の軸受セグメント１３０４は、器具駆動軸１３００が例えば動作不能位置へと移動し、器具駆動歯車１３０２が移動して、例えば第3のリングギヤ７６８との係合が外れるように、軸受スリーブ１５１１内でシフトすることができる。様々な例示的実施形態では、器具駆動軸１３００は、例えば、付勢要素１５２０が第1の組の位置へと引き戻されるまで、及び／又は交換用の付勢要素１５２０が第1の組の位置に位置決めされるまで、動作不能位置に残ることができる。例えば、使用済みのステープルカートリッジ１０４０は、細長いチャネル１０２０から除去され、第1の位置に位置する付勢要素１５２０を備えることができる、交換用のステープルカートリッジ１０４０と交換される。交換用のステープルカートリッジ１０４０が細長いチャネル１０２０内で位置決めされると、その付勢要素１５２０は器具駆動歯車１３０２をシフトして、例えば第3のリングギヤ７６８と係合させ、例えば動作可能位置へとシフトする。かかる例示的実施形態では、外科用エンドエフェクタ１５００は、細長いチャネル１０２０にカートリッジ１０４０が着座されていないか、又は使用済みカートリッジ１０４０が着座されているときに、再発射されるのを防ぐことができる。それに加えて、ステープルカートリッジが細長いチャネル１０１０に適切に着座されておらず、それによって、付勢要素１５２０が器具駆動軸１３００を移動させて第3のリングギヤ７６８と噛合係合させていない場合、発射部材１２００を発射することはできない。

【０１１０】

上述したように、外科用器具システムは、外科用ハウジングと、外科処置中に使用するために外科用ハウジングに接続し、次に使用された後でハウジングから分離することができる、交換可能なエンドエフェクタアセンブリと、エンドエフェクタを発射するように構成されたモータ及び／又はアクチュエータとを含むことができる。様々な状況において、外科医は、外科処置中に使用するため、いくつかの交換可能なエンドエフェクタから選ぶことができる。例えば、外科医は最初に、例えば約１５ミリメートル（ｍｍ）のステープルカートリッジ長さを含む患者の組織をステープル留め及び／又は切開するように構成された、第1の交換可能なエンドエフェクタを選択して、患者の組織に第1の切り口を作成してもよい。かかる実施形態では、患者の組織を約１５ｍｍ切ってステープル留めするために、ステープルカートリッジの約１５ｍｍの長さに沿って、駆動ねじによって切れ刃及び／又はステープル駆動スレッドを前進させることができる。外科医は、次に、約３０ｍｍのステープルカートリッジ長さを含むことができる、やはり患者の組織をステープル留め及び／又は切開するように構成された、第2の交換可能なエンドエフェクタを選択して、患者の組織に第2の切り口を作成してもよい。かかる実施形態では、患者の組織を約３０ｍｍ切ってステープル留めするため、ステープルカートリッジの約３０ｍｍの長さに沿って、駆動ねじによって切れ刃及び／又はステープル駆動スレッドを前進させることができる。外科医はまた、例えば、約４５ｍｍのステープルカートリッジ長さを含む患者の組織をステープル留め及び／又は切開するように構成された、交換可能なエンドエフェクタを選択して、患者の組織に切り口を作成してもよい。かかる実施形態では、患者の組織を約４５ｍｍ切ってステープル留めするため、ステープルカートリッジの約４５ｍｍの長さ

に沿って、駆動ねじによって切れ刃及び／又はステープル駆動スレッドを前進させることができる。外科医はまた、例えば、約６０ｍｍのステープルカートリッジ長さを含む患者の組織をステープル留め及び／又は切開するようにやはり構成することができる、交換可能なエンドエフェクタを選択して、患者の組織に切り口を作成してもよい。かかる実施形態では、患者の組織を約６０ｍｍ切ってステープル留めするため、ステープルカートリッジの約６０ｍｍの長さに沿って、駆動ねじによって切れ刃及び／又はステープル駆動スレッドを前進させることができる。上述したエンドエフェクタの１５ｍｍ、３０ｍｍ、４５ｍｍ、及び／又は６０ｍｍの長さは例示である。他の長さを使用することができる。特定の実施形態では、例えば、第1のエンドエフェクタは長さｘを有するステープルカートリッジを含むことができ、第2のエンドエフェクタは約２×ｘの長さを有するステープルカートリッジを含むことができ、第3のエンドエフェクタは約３×ｘの長さを有するステープルカートリッジを含むことができ、第４のエンドエフェクタは約４×ｘの長さを有するステープルカートリッジを含むことができる。

【０１１１】

異なる長さを有する交換可能なエンドエフェクタを利用する一部の外科用器具では、異なる交換可能なエンドエフェクタそれぞれの駆動ねじは、関連する交換可能なエンドエフェクタの異なる長さに適応するためにそれぞれの駆動ねじの長さが異なってもよい点を除いて、同一であってもよい。例えば、３０ｍｍのステープルカートリッジを備える交換可能なエンドエフェクタは、１５ｍｍのステープルカートリッジを備える交換可能なエンドエフェクタの駆動ねじよりも長い駆動ねじを要することがある。しかしながら、かかる外科用器具システムのそれぞれの例において、より詳細に後述する、同じねじピッチ及び／又はねじリードを利用するそれぞれの駆動ねじは、それぞれのエンドエフェクタを完全に発射させるために、使用されるエンドエフェクタの長さに応じて、異なる回数又は回転数でモータが駆動軸を回転させることを要することがある。例えば、３０ｍｍの発射行程を提供する駆動ねじは、１５ｍｍの発射行程を提供する駆動ねじに比べて、完全に作動させるためには二倍の回転数を要することがある。かかる外科用器具システムでは、外科用ハウジングと交換可能なエンドエフェクタとの間の電子通信を利用して、外科用ハウジング内の電動モータが、取り付けられた交換可能なエンドエフェクタの長さに対して適正な回転数分転回することを担保することができる。例えば、交換可能なエンドエフェクタは、外科用器具システムが取り付けられたエンドエフェクタに対して適正な回転数分モータを転回させることができるように、外科用器具システムによって特定することができる電子回路を含んでもよい。上記に加えて、又はその代わりに、交換可能なエンドエフェクタは、エンドエフェクタを完全に作動しているときにそれを感知する、センサを含んでもよい。かかる実施形態では、センサは、適切な信号を受け取るとモータを停止させるように構成された、ハウジング内のコントローラと信号連通することができる。それらの意図される目的に適しているものの、外科用ハウジングと交換可能なエンドエフェクタとの間のかかる電子通信は、かかる外科用器具システムの複雑さ及び／又はコストを増加させることがある。

【０１１２】

上記に概説したように、異なる長さを有するエンドエフェクタを同じ外科用器具システムに使用することができる。上述の外科用器具システムでは、異なる発射長さを有する交換可能なエンドエフェクタは、異なる発射長さに適応するように異なる回数分回転する駆動ねじを含む。異なる駆動ねじに対して要する異なる回転数に適応するために、駆動ねじを駆動するモータは、より長い発射長さ又はより短い発射長さのどちらが必要であるかに応じて、より長い持続時間若しくはより短い持続時間、及び／又はより多い回転数若しくはより少ない回転数で動作する。後述する交換可能なエンドエフェクタの実施形態により、モータを備える外科用器具システムを、固定又は設定された回転数分転回して、異なる発射長さを有するエンドエフェクタを作動させるように構成することができる。固定の回転数でモータを動作させることによって、外科用器具システムがエンドエフェクタの長さを特定する必要性が不要になることがある。後述する実施形態のそれぞれのエンドエフェ

クタは、例えば切れ刃など、エンドエフェクタの作動部分が、モータの固定の回転数で特定のエンドエフェクタの全長を移動できるようにする、ねじピッチ及び／又はねじリードを有する駆動ねじを含む。

【０１１３】

図１０５を参照すると、駆動ねじ１７００を第１の方向で回転させて、エンドエフェクタ１７４０の切れ刃１７３０を、矢印Ｅによって示される遠位方向で移動させることができる。使用の際、駆動ねじ１７００を固定又は設定された回数分回転させて、切れ刃１７３０を、図１０５で長さＬによって示される全発射長さを前進させることができる。駆動ねじ１７００のそれぞれの回転に対して、特定の実施形態では、より詳細に後述するように、駆動ねじ１７００上のねじ山１７０８のねじピッチ、ねじリード、及び／又は隣接した巻回間の距離に等しい量、切れ刃１７３０を矢印Ｅの方向で移動させることができる。様々な実施形態では、第１の駆動ねじは、第１の発射長さを定める第１の組の特性を含むことができ、第２の駆動ねじは、第２の発射長さを定める第２の組の特性を含むことができ、第１の組の特性は第２の組の特性とは異なるものであり得る。

【０１１４】

次に、図１０６Ａ、１０７、１０８Ａ、及び１０９Ａを参照すると、上記に加えて、駆動ねじ上のねじ山の巻回間の距離は、駆動ねじ上のねじ山の角度に比例することができる。言い換えると、駆動ねじ上でねじ山が配置される角度は、駆動ねじのねじピッチ及び／又はねじリードを定める駆動ねじの特性であることができる。駆動ねじ、及び駆動ねじを駆動するモータが、固定の回転数分転回する実施形態では、より長いエンドエフェクタで使用されるより長い駆動ねじは、より短いエンドエフェクタで使用されるより短い駆動ねじよりも長いねじピッチ及び／又はねじリードを利用することができる。図１０６Ａの駆動ねじ１７００は、駆動ねじ１７００上に、長手方向軸線１７０１に対して角度αで配置された一条のねじ山Ａを含み、ねじ山Ａは、長さＸを有するねじピッチ及び／又はねじリードを定める。図１０６Ｂは、駆動ねじ１７００及び一条のねじ山Ａの断面図を示す。特定の実施形態では、駆動ねじ１７００は、より詳細に後述するように、一条を超えるねじ山を含んでもよい。

【０１１５】

図１０７Ａは、第１のねじ山Ａ’及び第２のねじ山Ｂ’を含むことができる駆動ねじ１７００’を示す。図１０７Ｂは、第１のねじ山Ａ’及び第２のねじ山Ｂ’が駆動ねじ１７００’上に互いに約１８０°の位相外れで位置決めされている、駆動ねじ１７００’の断面図を示す。様々な実施形態では、第１のねじ山Ａ’及び第２のねじ山Ｂ’を有する駆動ねじは、一条のねじ山Ａ’又はＢ’を使用する駆動ねじに比べて、単位長さ当たりのねじ山の数を増加させることができる。駆動ねじが一条を超えるねじ山を含む場合、第１のねじ山の巻回から第２のねじ山の隣接した巻回までの距離は「ねじピッチ」と呼ばれる。あるねじ山の１つの巻回から同じねじ山の次の巻回までの距離は「ねじリード」と呼ばれる。一条のねじ山を有する駆動ねじの場合、ねじピッチ及びねじリードは同じである。例えば、図１０７Ａを参照すると、ねじ山Ａ’の巻回からねじ山Ｂ’の隣接した巻回までの距離は、駆動ねじ１７００’のねじピッチを定める。ねじ山Ａ’のある巻回からねじ山Ａ’の次の巻回までの距離は、駆動ねじ１７００’のねじリードを定める。したがって、図１０７Ａの駆動ねじ１７００’のねじリードはＸ’に等しく、ねじピッチはＸ’／２に等しい。図１０６Ａ及び１０６Ｂに示される駆動ねじ１７００は一条のねじ山を有し、したがって、ねじピッチ及びねじリードは両方ともＸに等しい。駆動ねじのねじリードにより、例えば、切れ刃１７３０及び／又はステープルドライバなどの発射部材が、駆動ねじの一回転に対して移動する長さが決まる。

【０１１６】

図１０７Ａを参照すると、第１のねじ山Ａ’及び第２のねじ山Ｂ’はそれぞれ、駆動ねじ１７００’の長手方向軸線１７０１に対して角度βで配置される。角度βは角度αよりも小さく、図１０７Ａの駆動ねじ１７００’のねじリードＸ’は、図１０６Ａに示される駆動ねじ１７００のねじリードＸよりも大きい。駆動ねじ１７００’の一回転に対して、

切れ刃は、駆動ねじ１７００’に沿った長さX’の分移動する。例えば、ねじリードX’は、図１０６Aに示される駆動ねじ１７００のねじピッチ又はねじリードXの二倍であることができ、結果として、図１０７Aの駆動ねじ１７００’と係合された切れ刃は、駆動ねじ１７００’の一回転に対して、図１０６Aの駆動ねじ１７００と係合された切れ刃の場合の二倍の距離を移動することになる。

【０１１７】

図１０８Aは、駆動ねじ１７００’’の長手方向軸線１７０１に対して角度γでそれぞれ延在する、第１のねじ山A’’、第２のねじ山B’’、及び第３のねじ山C’’を含むことができる、駆動ねじ１７００’’を示す。図１０８Bは、駆動ねじ１７００’’の断面図であり、約１２０°の位相外れで配置されたねじ山A’’、B’’、及びC’’を示す。角度γは図１０７Aの角度βよりも小さく、図１０８Aの駆動ねじ１７００’’のねじリードX’’は、図１０７Aに示される駆動ねじ１７００’のねじリードX’よりも大きい。同様に、図１０９Aは、駆動ねじ１７００’’’の長手方向軸線Zに対して角度δでそれぞれ延在する、第１のねじ山A’’’、第２のねじ山B’’’、第３のねじ山C’’’、及び第４のねじ山D’’’を含むことができる、駆動ねじ１７００’’’を示す。図１０９Bは、駆動ねじ１７００’’’の断面図であり、約９０°の位相外れで配置されたねじ山を示す。角度δは角度γよりも小さく、駆動ねじ１７００’’’のねじリードX’’’は、図１０８Aの駆動ねじ１７００’’よりも大きい。

【０１１８】

例示の外科用器具システムは、ハウジングと、固定の回転数分転回するように構成された、ハウジング内のモータとを含んでもよく、それにより、例えば、接続された交換可能なエンドエフェクタの駆動ねじが３０回転分転回される。外科用器具システムは、複数の交換可能な外科用ステープラーエンドエフェクタを更に含むことができ、エンドエフェクタはそれぞれ、例えば、駆動ねじによって駆動される切れ刃及び／又はステープルドライバを含むことができる。少なくとも１つのかかる実施形態では、第１の交換可能なエンドエフェクタは、例えば、１５ｍｍの長さを有するステープルカートリッジを含むことができる。図２A及び２Bに示される駆動ねじ１７００を、第１の交換可能なエンドエフェクタに使用することができる。ねじリードXは、例えば０．５ｍｍに設定することができるので、切れ刃及び／又はステープルドライバは、駆動ねじ１７００の３０回転でステープルカートリッジの１５ｍｍの長さを移動することができる。第２の交換可能なエンドエフェクタは、例えば３０ｍｍの長さを有するステープルカートリッジと、例えば図１０７A及び１０７Bに示される駆動ねじ１７００’’などの駆動ねじとを含むことができる。駆動ねじ１７００’のねじリードX’は、例えば１．０ｍｍに設定することができるので、切れ刃及び／又はステープルドライブは、駆動ねじ１７００’の３０回転でステープルカートリッジの３０ｍｍの長さを移動することができる。同様に、例えば４５ｍｍの長さを有するステープルカートリッジを備えた、第３の交換可能なエンドエフェクタは、例えば１．５ｍｍのねじリードX’’を有する、図１０８A及び１０８Bの駆動ねじ１７００’’などの駆動ねじを含むことができるので、切れ刃及び／又はステープルドライブは、駆動ねじ１７００’’の３０回転でステープルデッキの４５ｍｍの長さを移動する。例えば６０ｍｍの長さを有するステープルカートリッジを備えた、第４の交換可能なエンドエフェクタは、例えば２．０ｍｍのねじリードX’’’を有する、図１０９A及び１０９Bの駆動ねじ１７００’’’などの駆動ねじを含むことができるので、切れ刃及び／又はステープルドライブは、駆動ねじ１７００’’’の３０回転でステープルデッキの６０ｍｍの長さを移動する。

【０１１９】

図１１０は、エンドエフェクタ１７４０の残りの部分から除去された、図１０５の切れ刃１７３０を示す。切れ刃１７３０は、駆動ねじ１７００が通り抜ける通路１７３２を含む。側面部分１７３６は、通路１７３２の内壁を形成し、例えば、駆動ねじ１７００のねじ山１７０８を受け入れるように構成された、溝１７３４などの陥凹部を含むことができる。溝１７３４は、駆動ねじ１７００上のねじ山１７０８の角度に対応する角度εで配向

される。例えば、ねじ山１７０８が図１０６Ａに示される角度αに設定された場合、溝１７３４の角度εも角度αに設定することができる。それに対応して、溝１７３４の角度εは、例えば、それと共に使用される対応する駆動ねじの角度β、δ、及び／又はγに設定することができる。

【０１２０】

様々な実施形態では、図１１０の分解図に示されるように、側面部分１７３６を、切れ刃１７３０の軸部分１７４６に画定される窓１７３８に組み入れることができる。特定の実施形態では、切れ刃１７３０は一体的な側面部分を備えることができる。少なくとも１つの実施形態では、側面部分は、中に画定された通路１７３２内に形成することができる、駆動ねじ１７００上のねじ山１７０８の角度と一致する適切な溝角度εを備えることができる。特定の駆動ねじに対して適切な溝角度εを有する切れ刃１７３０は、多数のやり方で提供することができる。特定の実施形態では、その軸部分１７４６の窓１７３８に組み入れられる側面部分１７３６を含まない、汎用的な切れ刃１７３０を提供することができ、その場合、側面部分１７３６の様々な組から側面部分１７３６の所望の組を選択し、次に汎用的な切れ刃１７３０に組み合わせることができるように、側面部分１７３６の様々な組を提供することができるので、かかるアセンブリを特定の駆動ねじと共に使用することができる。例えば、側面部分１７３６の第１の組は、切れ刃１７３０に組み合わされると、第１の駆動ねじと共に使用される切れ刃１７３０を構成することができ、側面部分１７３６の第２の組は、切れ刃１７３０に組み合わされると、第２の駆動ねじと共に使用される切れ刃１７３０を構成することができ、以下も同様である。特定の他の実施形態では、切れ刃１７３０は、それと一体的に形成された側面部分を備えることができる。少なくとも１つのかかる実施形態では、例えばタップを有する溝１７３４を、特定の駆動ねじ１７００のねじ山１７０８の角度と一致する角度εで、形成することができる。

【０１２１】

図１１１は、間に配設された中間歯車１７２０を介して駆動軸１７５０に連結された駆動ねじ１７００を示す。駆動軸１７５０はモータによって転回される。上述したように、モータは、固定又は設定された回転数を完了することができ、その結果、駆動軸１７５０は回転Ｒの固定の回数分転回することができる。特定の実施形態では、駆動軸１７５０によって転回する回転Ｒの回数は、モータによって転回する固定の回転数に等しくてもよい。代替実施形態では、駆動軸１７５０によって転回する回転Ｒの回数は、モータによって転回する固定の回転数よりも多いか、又は少なくてもよい。様々な実施形態では、モータと駆動軸１７５０との間に配置された１つ以上の歯車によって、駆動軸１７５０がモータよりも多い回転又は少ない回転を完了することができる。特定の実施形態では、駆動軸１７５０は、駆動軸１７５０の遠位端１７５４を取り囲む、且つ／又はそれに取り付けられた、外スプライン歯車１７５２を含むことができる。外スプライン歯車１７５２は、駆動軸１７５０の回転を中間歯車１７２０に伝達するために、中間歯車１７２０内に画定された内スプライン歯車１７２４を係合することができる。その結果、少なくとも１つの実施形態では、中間歯車１７２０は駆動軸１７５０と同じ回転Ｒを完了することができる。

【０１２２】

中間歯車１７２０は、駆動ねじ１７００の近位端１７０２を取り囲む、且つ／又はそれに取り付けられた歯車１７１２に係合された第２の歯車１７２２を含むことができる。中間歯車１７２０の第２の歯車１７２２は第１の直径Ｄ１を定義し、駆動ねじ１７００の近位端１７０２にある歯車１７１２は第２の直径Ｄ２を定める。第２の直径Ｄ２は第１の直径Ｄ１とは異なることができる。第１の直径Ｄ１及び第２の直径Ｄ２が異なるとき、それらは１：１以外の歯車比を定めることができる。図１１１に示されるように、特定の実施形態では、駆動ねじ１７００が駆動軸１７５０及び中間歯車１７２０によって転回される回転Ｒよりも多い回転Ｒ’を完了するように、直径Ｄ１は直径Ｄ２よりも大きいことがあり得る。代替実施形態では、駆動ねじ１７００が駆動軸１７５０及び中間歯車１７２０によって転回される回転Ｒよりも少ない回転Ｒ’で転回するように、直径Ｄ１は直径Ｄ２よりも小さいことがあり得る。

【０１２３】
中間歯車１７２０の第2の歯車１７２２と駆動ねじ１７００の歯車１７１２との間の歯車比は、駆動軸１７５０がその固定の回転数を完了すると、駆動ねじ１７００が特定の回転数を完了するように設定することができる。中間歯車１７２２が交換可能なエンドエフェクタアセンブリの一部である場合、交換可能なエンドエフェクタアセンブリそれぞれの中間歯車１７２２と駆動ねじ１７００との間の歯車比は、外科用ハウジング内のモータが固定の回転数分転回できるように設定することができる。例えば、図１１１を参照すると、駆動軸１７５０が所定の３０回転分転回し、交換可能な外科用ステープラーが１５ｍｍのステープルカートリッジを含むものとして、エンドエフェクタが０．２５ｍｍのねじリードを有する駆動ねじを含む場合、駆動ねじは、６０回転を完了して、切れ刃及び／又はステープルドライバをステープルカートリッジの１５ｍｍ長さ分前進させる。少なくとも１つの実施形態では、第2の内歯車１７２２が駆動ねじ１７００の外歯車１７１２の直径Ｄ２の二倍の直径Ｄ１を有するように、中間歯車１７２０をサイズ決めすることができる。その結果、駆動軸１７５０が３０回転を完了すると、駆動ねじ１７００は６０回転を完了することになる。第2の交換可能な外科用ステープラーが３０ｍｍのステープルカートリッジを含む場合、０．２５ｍｍのねじリードを有する駆動ねじは、１２０回転を完了して、切れ刃及び／又はステープルドライバを３０ｍｍの長さ分前進させる。交換可能な外科用ステープラーの中間歯車１７２０は、第2の内歯車１７２２が駆動ねじ１７００の外歯車１７１２の直径Ｄ２の四倍の直径Ｄ１を有するように、サイズ決めすることができる。その結果、駆動軸１７５０が３０回転を完了すると、駆動ねじ１７００は１２０回転を完了することになる。

【０１２４】
図１０５に戻ると、特定の実施形態では、発射部材、例えば切れ刃１７３０の発射経路は、直線であることができる。特定の実施形態では、発射パッチは湾曲状及び／又は曲線であることができる。特定の実施形態では、駆動ねじ１７０８が、例えば湾曲状及び／又は曲線の経路に沿って発射部材の横方向運動に追随することができるように、駆動ねじ１７０８は可撓性であることができる。特定の実施形態では、発射部材の一部が、例えば湾曲状及び／又は曲線の経路に沿って、駆動ねじ１７０８に対して横方向で変位する一方で、発射部材の残りの部分が駆動ねじ１７０８に対して横方向に変位しないことが可能になるように、発射部材は可撓性であることができるか、又は少なくとも１つの可撓性部分を含むことができる。特定の実施形態では、発射長さは、正味の変位全体に係わらず、発射部材が発射経路に沿って移動した距離によって定義されてもよい。様々な他の実施形態では、発射長さは、発射経路に係わらず、発射部材の正味の変位全体によって定義されてもよい。

【０１２５】
様々な実施形態では、異なる長さを有する様々な交換可能なエンドエフェクタを含む外科用器具システムと共に使用されるキットが提供されてもよい。特定の実施形態では、キットは、異なる長さを有する一連の交換可能なエンドエフェクタを含んでもよく、外科医がそこから、患者に対する外科手術で使用するために選んでもよい。キットはまた、それぞれの長さのいくつかの交換可能なエンドエフェクタを含むことができる。特定の実施形態では、キットは、特定の外科処置用に予め定められた、異なる長さの一連の交換可能なエンドエフェクタを含んでもよい。例えば、特定の外科処置は、最初に１５ｍｍの切開を、次に第2の１５ｍｍの切開を、最後に３０ｍｍの切開を要求することがある。この外科処置用の外科用キットは、患者の組織を切開しステープル留めするように構成された、３つの交換可能なエンドエフェクタを含むことができる。最初の2つの交換可能なエンドエフェクタは約１５ｍｍの長さを含むことができ、第3の交換可能なエンドエフェクタは約３０ｍｍの長さを含むことができる。

【０１２６】
図１１２～１１７は、別の例示的な急速脱着連結具構成２２１０を中に有する、別の例示的な細長い軸アセンブリ２２００を示す。少なくとも１つの形態では、急速脱着連結具

構成２２１０は、上述のやり方で第1の駆動システム３５０とインターフェース接続するように構成された、管状歯車セグメント３５４をその上に有する近位側外管セグメント２２１４の形態の近位側連結具部材２２１２を含む。上述のように、第1の駆動システム３５０は、細長い軸アセンブリ２２００及びそれに動作可能に連結されたエンドエフェクタ１０００を、長手方向ツール軸線「ＬＴ－ＬＴ」を中心にして回転させるのに役立つ。近位側外管セグメント２２１４は、係止管セグメント２２２０をその上に受け入れるように構成された、「ネックダウンした」遠位端部分２２１６を有する。急速脱着構成２２１０は、遠位側外管部分２２１８がネックダウンした近位端部分２２１９を含む点を除いて、上述の遠位側外管部分２３１にほぼ類似した、遠位側外管部分２２１８の形態の遠位側連結具部材２２１７を更に含む。遠位側の外側構成体又はダブテール継手２２２６は、近位側外管セグメント２２１４の遠位端部分２２１６に形成された近位側の外側構成体又はダブテール継手２２２８を駆動して係合するように構成された、遠位側外管セグメント２２１８の近位端部分２２１９の端部に形成される。

【０１２７】

図１１２～１１７に示される例示的実施形態は、上述の閉鎖システム６７０の例示的実施形態を用いる。急速脱着連結具構成２２１０は、近位側閉鎖駆動列アセンブリを対応する遠位側駆動列アセンブリに動作可能に連結するのを容易にするように構成される。例えば、図１１３に見られるように、細長い軸アセンブリ２２００は、急速脱着連結具構成２２１０を通して共にリンクされるように構成された、第1の近位側閉鎖ロッドセグメント２２３０の形態の第1の近位側閉鎖駆動列アセンブリと、第1の遠位側閉鎖ロッドセグメント２２４０の形態の第1の遠位側閉鎖駆動列アセンブリとを含んでもよい。即ち、少なくとも1つの例示的形態では、第1の近位側閉鎖ロッドセグメント２２３０は、その遠位端２２３２に形成された第1の閉鎖継手構成体又はダブテール継手セグメント２２３４を有する。同様に、第1の遠位側閉鎖ロッドセグメント２２４０は、第1のダブテール継手セグメント２２３４を横方向で摺動可能に係合するように適合された、その近位端２２４２に形成された第2の閉鎖継手構成体又はダブテール継手セグメント２２４４を有する。更に図１１３を参照すると、細長い軸アセンブリ２２００は、急速脱着連結具構成２２１０を通して共にリンクされるように構成された、第2の近位側閉鎖ロッドセグメント２２５０の形態の第2の近位側閉鎖駆動列アセンブリと、第2の遠位側閉鎖ロッドセグメント２２６０の形態の第2の遠位側閉鎖駆動列アセンブリとを含んでもよい。即ち、少なくとも1つの例示的形態では、第2の近位側閉鎖ロッドセグメント２２５０は、その遠位端２２５２に形成された第3の閉鎖継手構成体又はダブテール継手セグメント２２５４を有する。同様に、遠位側の第2の遠位側閉鎖ロッドセグメント２２６０は、第3のダブテール継手セグメント２２５４を横方向で係合するように適合された、遠位側の第2の閉鎖ロッドセグメント２２６０の近位端２２６２に形成された、第4の閉鎖継手構成体又はダブテール閉鎖継手セグメント２２６４を有してもよい。

【０１２８】

図示される実施形態及び他の実施形態では、第1の近位側閉鎖ロッドセグメント２２３０及び第2の近位側閉鎖ロッドセグメント２２５０は、近位側駆動軸セグメント３８０’を通って延在する。近位側駆動軸セグメント３８０’は近位側回転駆動列アセンブリ３８７’を備え、遠位側駆動軸セグメント５４０’は遠位側回転駆動列アセンブリ５４８’を備える。近位側回転駆動列アセンブリ３８７’が遠位側回転駆動列アセンブリ５４８’に動作可能に連結されると、駆動軸アセンブリ３８８’は、回転制御運動をエンドエフェクタ１０００に伝達するように形成される。少なくとも1つの例示的実施形態では、近位側駆動軸セグメント３８０’は、近位側駆動軸セグメント３８０’の遠位端３８１’がその上に形成された遠位側構成体又はダブテール駆動継手２２７０を有する点を除いて、上述の近位側駆動軸セグメント３８０にほぼ類似している。同様に、遠位側駆動軸セグメント５４０’は、急速脱着連結具構成２２１０を通して遠位側ダブテール駆動継手２２７０を駆動して係合するように適合された、近位側構成体ダブテール駆動継手２２８０がその近位端５４２’に形成されている点を除いて、上述の遠位側駆動軸セグメント５４０にほぼ

類似している。第１の遠位側閉鎖ロッドセグメント２２４０及び遠位側の第２の閉鎖ロッドセグメント２２６０も、遠位側駆動軸セグメント５４０’を通って延在してもよい。

【０１２９】

この例示的実施形態はまた、第３及び第４の駆動ケーブル４３４、４５４とインターフェース接続する、関節連結継手２３００を含んでもよい。図１１３に見られるように、関節連結継手２３００は、その遠位端２３０４に形成された近位側玉継手セグメント２３０６を有する近位側関節接合管２３０２を備える。近位側関節接合管２３０２は、そこを通してケーブル端部４３４Ａ’、４３４Ｂ’、４５４Ａ’、４５４Ｂ’を受け入れる通路２３０８を含む。近位側玉継手セグメント２３１０は、近位側ボールセグメント２３０６上で移動可能に支持される。近位側ケーブルセグメント４３４Ａ’、４３４Ｂ’、４５４Ａ’、４５４Ｂ’は、通路２３０８を通って延在して、近位側玉継手セグメント２３１０に取り付けられる。近位側関節接合管２３０２、近位側玉継手セグメント２３１０、及び近位側ケーブルセグメント４３４Ａ’、４３４Ｂ’、４５４Ａ’、４５４Ｂ’は、まとめて近位側関節駆動列部分２３１４と呼ばれてもよい。

【０１３０】

例示の関節連結継手２３００はまた、その近位端２３２２に形成された遠位側玉継手セグメント２３２４を有する遠位側関節接合管２３２０を備えてもよい。遠位側玉継手セグメント２３２４は、近位側玉継手セグメント２３０６に形成された第１の近位側構成体又はダブテール継手２３０７を駆動して係合するように適合された、その上に形成された第１の遠位側構成体又はダブテール継手２３２５を有し、それによって、第１の遠位側ダブテール継手２３２５が第１の近位側ダブテール継手２３０７を駆動して係合すると、遠位側玉継手セグメント２３２４及び近位側玉継手セグメント２３０６は内部関節接合ボールアセンブリを形成する。それに加えて、関節連結継手２３００は、遠位側玉継手セグメント２３２４上で支持された遠位側ボールセグメント２３３０を更に備え、その上に形成された、近位側玉継手セグメント２３１０上の第２の近位側構成体又はダブテール継手２３１２を駆動して係合するように適合された第２の遠位側径生体又はダブテール継手２３３２を有する。遠位側ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７は、遠位側ボールセグメント２３４０に取り付けられ、遠位側関節接合管２３２０内の通路２３２８を通って延在する。近位側玉継手セグメント２３１０及び遠位側玉継手セグメント２３２４は、共に接合されると、内部関節接合ボール上で移動可能に軸支される関節接合ボール２３４０を形成する。遠位側関節接合管２３２０、遠位側ボールセグメント２３４０、及び遠位側ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４４７は、まとめて近位側関節駆動列アセンブリ２３１６と呼ばれてもよい。

【０１３１】

図１１５に見られるように、細長い軸アセンブリ２２００の遠位部分は、追随する継手セグメントが遠位側連結具２２１７又は遠位側外管部分２２１８によって互いに位置合わせされて保持されて、全体的に２２９０：２２２６、２３３２、２３２５、２２８０、２２４４、及び２２６４と呼ばれる、遠位側ダブテール継手アセンブリを形成するようにして、組み立てられてもよい。同様に、細長い軸アセンブリ２２００は、近位側連結具部材２２１２又は近位側外管セグメント２２１４が、追随する継手セグメントを互いに位置合わせして保持して、全体的に２２９２：２２２８、２３１２、２３０７、２２７０、２２３４、及び２２５４として指定される、近位側ダブテール継手アセンブリを形成するようにして、組み立てられてもよい。

【０１３２】

エンドエフェクタ１０００は、次のように細長い軸アセンブリ２２００に動作可能に連結されてもよい。取付けを始めるため、臨床医は、係止管セグメント２２２０を、図１１５及び１１６に示される第１の係止解除位置へと移動させる。それらの図面に見られるように、係止管セグメントは、その遠位端２２２２に形成された当接セグメント２２２４を有する。係止解除位置にあるとき、当接セグメント２２２４は、近位側ダブテール継手アセンブリ２２９２を越えて遠位側に突出して、遠位側ダブテール継手アセンブリ２２９０

を近位側ダブテール継手アセンブリ２２９２に横方向で接合する当接面を形成する。即ち、臨床医は、遠位側ダブテール継手アセンブリ２２９０を近位側ダブテール継手アセンブリ２２９２と横方向で整列させ、次に、遠位側ダブテール継手アセンブリ２２９０が当接セグメント２２２４に接触し、その地点で対応する近位側及び遠位側継手セグメントが同時に相互接続されるまで、遠位側ダブテール継手アセンブリ２２９０を近位側ダブテール継手アセンブリ２２９２と横方向で係合するように摺動させてもよい。その後、臨床医は、係止管セグメント２２２０を、図１１７に示されるような第2の係止位置へと遠位側に移動させてもよい。その位置にあるとき、係止管セグメント２２２０は、急速脱着継手２２１０を覆い、遠位側ダブテールアセンブリ２２９０と近位側ダブテールアセンブリ２２９２との間のあらゆる相対的な横方向移動を防ぐ。

【０１３３】

上述の様々な例示的実施形態は、ロボットシステムと動作可能にインターフェース接続し、それによって少なくとも部分的に作動するように構成されているが、エンドエフェクタ及び細長い軸の構成要素は、手持ち型の器具と接続した状態で効果的に用いられてもよい。例えば、図１１８～１２０は、上述の様々な構成要素及びシステムを用いて、連結されたエンドエフェクタ１０００を動作可能に作動させてもよい、手持ち型の外科用器具２４００を示す。図１１８～１２０に示される例示的実施形態では、エンドエフェクタ１０００を細長い軸アセンブリ２４０２に連結するのに急速脱着継手２２１０が用いられる。エンドエフェクタ１０００を関節継手７００の周りで関節接合するのを容易にするため、細長い軸アセンブリ２４０２の近位部分は、例示の手動作動可能な関節駆動部２４１０を含む。

【０１３４】

次に図１２１～１２３を参照すると、少なくとも1つの例示的形態では、近位側外管セグメント２２１４と近位側駆動軸セグメント３８０’との間で、近位側駆動軸セグメント３８０’上で移動可能に軸支される、４つの軸線方向に移動可能な関節摺動部(articulation slide)２４１０を含む。例えば、関節接合ケーブルセグメント４３４Ａ’は、そこから突出する第1の関節アクチュエータロッド２４２２を有する第1の関節摺動部２４２０に取り付けられる。関節接合ケーブルセグメント４３４Ｂ’は、第1の関節摺動部２４２０とは正反対にある第2の関節摺動部２４３０に取り付けられる。第2の関節摺動部２４３０は、そこから突出する第2の関節アクチュエータロッド２４３２を有する。関節接合ケーブルセグメント４５４Ａ’は、そこから突出する第3の関節アクチュエータロッド２４４２を有する第3の関節摺動部２４４０に取り付けられる。関節接合ケーブルセグメント４５４Ｂ’は、第3の関節摺動部２４４０とは正反対にある第4の関節摺動部２４５０に取り付けられる。第4の関節アクチュエータロッド２４５２は第4の関節摺動部２４５０から突出する。関節アクチュエータロッド２４２２、２４３２、２４４２、２４５２により、関節リングアセンブリ２４６０によって、関節摺動部２４２０、２４３０、２４４０、２４５０にそれぞれ関節制御運動を加えるのが容易になる。

【０１３５】

図１２１に見られるように、関節アクチュエータロッド２４２２、２４３２、２４４２、２４５２は、近位側外管セグメント２４０４上で軸支された、装着ボール２４７０を移動可能に通り抜ける。少なくとも1つの実施形態では、装着ボール２４７０は、適切な締結具構成(例えば、溶接、接着剤、ねじなど)によって共に取り付けられるセグメントの形で製造されてもよい。図１０９に示されるように、関節アクチュエータロッド２４２２及び２４３２は、近位側外管セグメント２４０４のスロット２４７２及び装着ボール２４７０のスロット２４７４を通って延在して、関節摺動部２４２０、２４３０がそれに対して軸線方向に移動できるようにしている。図示されないが、関節アクチュエータロッド２４４２、２４５２は、同様に、近位側外管セグメント２４０４及び装着ボール２４７０のスロット２４７２、２４７４を通って延在する。関節アクチュエータロッド２４２２、２４３２、２４４２、２４５２はそれぞれ、装着ボール２４７０の対応するスロット２４７２の外に延在して、関節リングアセンブリ２４６０の対応する装着スロット２４６６内に

動作可能に受け入れられる。図１２２を参照されたい。

【０１３６】

少なくとも１つの例示的実施形態では、関節リングアセンブリ２４６０は、例えば、溶接、接着剤、スナップ機構、ねじなどによって共に接合されて、関節リングアセンブリ２４６０を形成する、一対のリングセグメント２４８０、２４９０から作製される。リングセグメント２４８０、２４９０は協働して、装着ソケット２４６６を形成する。関節アクチュエータロッドはそれぞれ、その上に形成された装着ボール２４６８を有し、それらはそれぞれ、関節リングアセンブリ２４６０の対応する装着ソケット２４６６内に移動可能に受け入れられるように適合される。

【０１３７】

関節駆動部２４１０の様々な例示的実施形態は、関節リングアセンブリ２４６０を作動位置で保持するように構成された、例示の係止システム２４８６を更に含んでもよい。少なくとも１つの例示的形態では、係止システム２４８６は、関節リングアセンブリ２４６０上に形成された複数の係止フラップを備える。例えば、リングセグメント２４８０、２４９０は、ある程度可撓性のポリマー又はゴム材料から作製されてもよい。リングセグメント２４８０は、中に形成された一連の可撓性の近位側係止フラップ２４８８を有し、リングセグメント２４９０は、中に形成された一連の可撓性の遠位側係止フラップ２４９８を有する。それぞれの係止フラップ２３８８はその上に形成された少なくとも１つの係止移動止め２３８９を有し、それぞれの係止フラップ２３９８はその上に形成された少なくとも１つの係止移動止め２３９９を有する。係止移動止め２３８９、２３９９は、関節接合ボールを適所で保持するように、関節接合ボールとの所望の係止摩擦量を確立するのに役立ってもよい。他の例示的実施形態では、係止移動止め２３９０、２３９０は、装着ボール２４７０の外周に形成された様々な係止窪みを噛合して係合するように構成される。

【０１３８】

関節駆動部２４１０の動作は、図１２２及び１２３を参照することによって理解することができる。図１２２は、非関節接合位置にある関節駆動部２４１０を示す。図１２３では、臨床医が関節リングアセンブリ２４６０を手動で傾斜させて、関節摺動部２４２０を遠位方向「ＤＤ」で軸線方向に移動させ、それによって関節接合ケーブルセグメント４３４Ａ’を遠位側に前進させている。関節リングアセンブリ２４６０のかかる移動はまた、関節摺動部２４３０の近位方向での軸線方向移動をもたらし、それによって最終的に、関節接合ケーブル４３４Ｂが近位方向に引っ張られる。関節接合ケーブルセグメント４３４Ａ’、４３４Ｂ’のかかる押し引きにより、上述した形で、エンドエフェクタ１０００が長手方向ツール軸線「ＬＴ－ＬＴ」に対して関節接合される。関節接合の方向を逆転させるため、臨床医は単に、関節リングアセンブリ２４６０の配向を逆転させ、それによって、関節摺動部２４３０を遠位方向「ＤＤ」で移動させ、関節摺動部２４２０を近位方向「ＰＤ」で移動させる。関節リングアセンブリ２４６０は、同様に作動させて、関節接合ケーブルセグメント４５４Ａ’、４５４Ｂ’に対して所望の押し引き運動を加えてもよい。係止移動止め２３８９、２３９９と装着ボールの外周との間に作られる摩擦は、エンドエフェクタ１０００が所望の位置に関節接合された後、関節駆動部２４１０を適所で保持するのに役立つ。代替の例示的実施形態では、係止移動止め２３８９、２３９９が装着ボールの対応する係止窪みに受け入れられるように位置決めされると、装着ボールは適所で保持される。

【０１３９】

図示される例示的実施形態及び他の実施形態では、細長い軸アセンブリ２４０２は、ハンドルアセンブリ２５００と動作可能にインターフェース接続する。ハンドルアセンブリ２５００の例示的実施形態は、共に連結されて、以下で更に詳細に考察するような様々な駆動構成要素及びシステムのためのハウジングを形成する、一対のハンドルハウジングセグメント２５０２、２５０４を備える。例えば、図１１８及び１１９を参照されたい。ハンドルハウジングセグメント２５０２、２５０４は、ねじ、スナップ機構、接着剤などによって共に連結されてもよい。共に連結されると、ハンドルセグメント２５０２、２５０

４は、ピストル把持部分２５０６を含むハンドルアセンブリ２５００を形成してもよい。

【０１４０】

長手方向ツール軸線「ＬＴ＝ＬＴ」を中心にしたエンドエフェクタ１０００の選択的回転を容易にするため、細長い軸アセンブリ２４０２は、全体的に２５１０として指定される第1の駆動システムとインターフェース接続してもよい。駆動システム２５１０は、ハンドルアセンブリ２５００上でそれに対して回転できるように、並びに係止位置と係止解除位置との間で軸線方向に移動できるようにして回転可能に支持された、手動作動可能な回転ノズル２５１２を含む。

【０１４１】

外科用器具２４００は、エンドエフェクタ１０００のアンビル１１００に対して開放及び閉鎖運動を加える、上述したような閉鎖システム６７０を含んでもよい。しかしながら、この例示的実施形態では、閉鎖システム６７０は、ハンドルハウジングセグメント２５０２、２５０４内で支持されたハンドルフレームアセンブリ２５２０に旋回可能に装着された、閉鎖トリガー２５３０によって作動する。閉鎖トリガー２５３０は、ハンドルフレームアセンブリ２５２０内で支持された旋回ピン２５３１に旋回可能に装着された作動部分２５３２を含む。図１２４を参照されたい。かかる例示的構成により、ハンドルアセンブリ２５００のピストル把持部分２５０６に向かって、またそこから離れる方向で、旋回して移動することが容易になる。図１２４に見られるように、閉鎖トリガー２５３０は、閉鎖ワイヤ２５３５によって、第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ６９５にリンクされた、閉鎖リンク２５３４を含む。したがって、閉鎖トリガー２５３０をハンドルアセンブリ２５００のピストル把持部分２５０６に向かって作動位置へと旋回させることで、閉鎖リンク２５３４及び閉鎖ワイヤ２５３５によって、第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ６９５が第1の閉鎖ロッドセグメント６８０を遠位方向「ＤＤ」で移動させて、アンビルを閉鎖する。

【０１４２】

外科用器具２４００は、閉鎖トリガーを作動位置で保持する、閉鎖トリガー係止システム２５３６を更に含んでもよい。少なくとも1つの例示的形態では、閉鎖トリガー係止システム２５３６は、ハンドルフレームアセンブリ２５２０に旋回可能に連結された閉鎖係止部材２５３８を含む。図１２５及び１２６に見られるように、閉鎖係止部材２５３８は、閉鎖トリガー２５３０をピストル把持部分２５０６に向かって作動させると、閉鎖リンク２５３２の弓状部分２５３７の上に乗るように構成された、その上に形成された係止アーム２５３９を有する。閉鎖トリガー２５３０が完全作動位置へと旋回されていると、係止アーム２５３９は、閉鎖リンク２５３２の端部の後方に落ち込み、閉鎖トリガー２５３０がその非作動位置に戻るのを防ぐ。したがって、アンビル１１００がその閉鎖位置で係止される。閉鎖トリガー２５３０がその非作動位置に戻り、それによってアンビルが閉鎖位置から開放位置へと移動するのを可能にするため、臨床医は単に、係止アーム２５３９が閉鎖リンク２５３２の端部を係脱し、それによって閉鎖リンク２５３２が非作動位置へと移動できるようになるまで、閉鎖係止部材２５３８を旋回させる。

【０１４３】

閉鎖トリガー２５３２は、閉鎖戻しシステム２５４０によって非作動位置へと戻される。例えば、図１２４に見られるように、閉鎖トリガー戻しシステム２５４０の1つの例示的形態は、閉鎖トリガーヨーク２５４４によって閉鎖リンク２５３４にリンクされた、閉鎖トリガー摺動部材２５４２を含む。閉鎖トリガー摺動部材２５４２は、ハンドルフレームアセンブリ２５２０の摺動キャビティ２５２２内で摺動可能に支持される。閉鎖トリガー戻しばね２５４６は、摺動キャビティ２５２０内で位置決めされて、閉鎖トリガー摺動部材２５４２に対して付勢力を加える。したがって、臨床医が閉鎖トリガー２５３０を作動させると、閉鎖トリガーヨーク２５４４は、閉鎖トリガー摺動部材２５４２を遠位方向「ＤＤ」で移動させて、閉鎖トリガー戻しばね２５４６を圧縮する。閉鎖トリガー係止システム２５３６が係脱され、閉鎖トリガー２５３０が解除されると、閉鎖トリガー戻しばね２５４６が閉鎖トリガー摺動部材２５４２を近位方向「ＰＤ」で移動させ、それによっ

て閉鎖トリガー２５３０が開始時の非作動位置へと旋回される。
【０１４４】
外科用器具２４００はまた、上述の様々な例示の駆動軸アセンブリのいずれかを用いることができる。少なくとも１つの例示的形態では、外科用器具２４００は、近位側駆動軸アセンブリ３８０’に対して回転制御運動を加えるため、第２の駆動システム２５５０を用いる。図１２８を参照されたい。第２の駆動システム２５５０は、ピストル把持部分２５０６内で動作可能に支持されたモータアセンブリ２５５２を含んでもよい。モータアセンブリ２５５２は、ハンドルアセンブリ２５００に除去可能に取り付けられた電池パック２５５４によって電力供給されてもよく、又は交流電流源によって電力供給されてもよい。第２の駆動歯車２５５６は、モータアセンブリ２５５２の駆動軸２５５５に動作可能に連結される。第２の駆動歯車２５５６は、駆動軸アセンブリの近位側駆動軸セグメント３８０’に取り付けられた、第２の回転被動歯車２５５８と噛合係合するように支持される。少なくとも１つの形態では、例えば、第２の駆動歯車２５５６はまた、図１２８で矢印「Ｕ」によって表される方向で、モータ駆動軸２５５５上でモータアセンブリ２５５２に対して軸線方向に移動可能である。付勢部材、例えばコイルばね２５６０又は類似の部材は、第２の駆動歯車２５５６とモータハウジング２５５３との間で位置決めされ、モータ駆動軸２５５５上の第２の駆動歯車２５５６を付勢して、第２の被動歯車２５５８上の第１の歯車セグメント２５５９と噛合係合させるのに役立つ。
【０１４５】
第２の駆動システム２５５０は、ハンドルフレームアセンブリ２５２０に移動可能に、例えば旋回可能に取り付けられた、発射トリガーアセンブリ２５７０を更に含んでもよい。少なくとも１つの例示的形態では、例えば、発射トリガーアセンブリ２５７０は、モータアセンブリ２５５２と電気的に連通すると共に、作動させると、モータアセンブリ２５５２によって第１の回転駆動運動を第２の被動歯車２５５８に加える、対応するスイッチ／接点（図示なし）と協働する第１の回転駆動トリガー２５７２を含む。それに加えて、発射トリガーアセンブリ２５７０は、第１の回転駆動トリガーに対して旋回する、撤回駆動トリガー２５７４を更に含む。撤回駆動トリガー２５７４は、モータアセンブリ２５５２と電気的に連通すると共に、作動させると、モータアセンブリ２５５２によって第２の回転駆動運動を第２の被動歯車２５５８に加える、スイッチ／接点（図示なし）と動作可能にインターフェース接続する。第１の回転駆動運動により、駆動軸アセンブリ、及びエンドエフェクタの器具駆動軸の回転がもたらされて、発射部材がエンドエフェクタ１０００内で遠位側へと移動する。対照的に、第２の回転駆動運動は、第１の回転駆動運動の反対であり、最終的には駆動軸アセンブリ及び器具駆動軸を回転方向で回転させ、それにより、エンドエフェクタ１０００内における発射部材の近位側への移動又は撤回がもたらされる。
【０１４６】
図示される実施形態はまた、閉鎖トリガー作動部分２５３２に旋回可能に取り付けられると共に、安全部材２５８０が発射トリガーアセンブリ２５７０の旋回移動を物理的に防ぐ第１の「安全」位置と、臨床医が発射トリガーアセンブリ２５７０を自由に旋回させることができる第２の「オフ」位置との間で選択的に旋回可能である、手動作動可能な安全部材２５８０を含む。図１２４に見られるように、第１の窪み２５８２は、安全部材２５８０の第１の位置に対応して、閉鎖トリガー作動部分２５３２に設けられる。安全部材２５８０が第１の位置にあるとき、安全部材２５８０上の移動止め（図示なし）は第１の窪み２５８２内に受け入れられる。第２の窪み２５８４も、安全部材２５８０の第２の位置に対応して、閉鎖トリガー作動部分２５３２に設けられる。安全部材２５８０が第２の位置にあるとき、安全部材２５８０上の移動止めは第２の窪み２５８２内に受け入れられる。
【０１４７】
少なくともいくつかの例示的形態では、外科用器具２４００は、モータアセンブリ２５５２が故障するか電池電力が喪失又は中断された場合に、逆回転運動を近位側駆動軸セグ

メント３８０’に対して機械的に加える、全体的に２５９０として指定される、機械的に作動可能な逆転システムを含んでもよい。かかる機械的逆転システム２５９０はまた、例えば、モータの電力のみで駆動軸構成要素が逆回転するのを防ぐような形で、近位側駆動軸セグメント３８０’に動作可能に連結された駆動軸システム構成要素が動かなくなるか又は別の形で固まったときに特に有用なことがある。少なくとも１つの例示的形態では、機械的に作動可能な逆転システム２５９０は、第２の被動歯車２５５８の第２の歯車セグメント２５６２と噛合係合している、ハンドルフレームアセンブリ２５２０上に形成された軸２５２４Ａ上に回転可能に装着された、逆転装置２５９２を含む。図１２６を参照されたい。したがって、第２の被動歯車２５５８が駆動軸アセンブリの近位側駆動軸セグメント３８０’を回転させると、逆転装置２５９２は軸２５２４Ａ上で自由に回転する。

【０１４８】

様々な例示的形態では、機械的逆転システム２５９０は、レバーアーム２５９６の形態の手動作動可能なドライバ２５９４を更に含む。図１２９及び１３０に見られるように、レバーアーム２５９６は、中を通る細長いスロット２５９８を有するヨーク部分２５９７を含む。軸２５２４Ａはスロット２５９８Ａを通って延在し、ハンドルハウジングアセンブリ２５２０上に形成された第２の反対側の軸２５９８Ｂは、他方の細長いスロットを通って延在して、それに対してレバーアーム２５９６を移動可能に固着する。それに加えて、レバーアーム２５９６は、逆転装置２５９２を噛合係合することができる、その上に形成されたアクチュエータフィン２５９７を有する。臨床医が実質的な力を働かせてレバーアーム２５９６を作動させるまで、それを非作動状態で保つ、移動止め又は干渉が存在する。これによって、反転させた場合に過失によって起動されないようになる。他の実施形態は、ばねを用いて、レバーアームを非作動状態へと付勢してもよい。機械的逆転システム２５９０の様々な例示的実施形態は、ハンドルフレームアセンブリ２５２０内で移動可能に軸支された、ナイフ撤回ボタン２６００を更に含む。図１２９及び１３０に見られるように、ナイフ撤回ボタン２６００は、第２の駆動歯車２５５６の頂部を係合するように構成された係脱フラップ２６０２を含む。ナイフ撤回ボタン２６００は、ナイフ撤回ばね２６０４によって係脱位置へと付勢される。係脱位置にあるとき、係脱フラップ２６０２が付勢されて、第２の駆動歯車２５５６との係合が外れる。したがって、臨床医が、ナイフ撤回ボタン２６００を押し下げることによって、機械的逆転システム２５９０を始動させようとするまで、第２の駆動歯車２５５６は、第２の被動歯車２５５８の第１の歯車セグメント２５５９と噛合係合している。

【０１４９】

臨床医が逆回転駆動運動を近位側駆動軸セグメント３８０’に加えたいとき、臨床医は、ナイフ撤回ボタン２６００を押し下げて、第２の被動歯車２５５８上の第１の歯車セグメント２５５９を第２の駆動歯車２５５６から係脱する。その後、臨床医は、旋回的なラチェット運動を手動作動可能なドライバ２５９４に加え始め、それによってその上の歯車フィン２５９７に逆転装置２５９２を駆動させる。逆転装置２５９２は、第２の被動歯車２５５８上の第２の歯車セグメント２５６２と噛合係合している。手動作動可能なドライバ２５９４を引き続き徐々に動かすことで、第２の歯車セグメント２５６２に対して、また最終的には近位側駆動軸セグメント３８０’に対して逆回転駆動運動が加えられる。臨床医は、関連するエンドエフェクタ構成要素（１つ以上）を完全に解除するか又は逆転させるのに必要な回数、ドライバ２５９４を徐々に動かし続けることがある。一旦所所望の逆回転運動量が近位側駆動軸セグメント３８０’に加えられていると、臨床医は、ナイフ撤回ボタン２６００及びドライバ２５９４をそれら個々の開始又は非作動位置へと解除し、そこで、フィン２５９７は逆回転装置２５９２との係合から外れ、第２の駆動歯車２５５６は第２の被動歯車２５５８上の第１の歯車セグメント２５５９と再び噛合係合する。

【０１５０】

外科用器具２４００はまた、詳細に上述したような回転伝達装置７５０を含むエンドエフェクタ１０００と共に用いることができる。上述のように、駆動軸アセンブリが第１の軸線方向位置にあるとき、それに加えられる回転運動によって、エンドエフェクタ１００

0全体が、関節継手700の遠位側の長手方向ツール軸線「LT－LT」を中心にして回転する。駆動軸アセンブリが第2の位置にあるとき、それに加えられる回転運動によって器具駆動軸が回転し、それによって最終的に、発射部材がエンドエフェクタ1000内で作動する。

【0151】

外科用器具2400は、軸歯車376を移動させて第1の回転被動歯車374と噛合係合させたり係脱したりする、近位側駆動軸セグメント380’を選択的に軸線方向にシフトするシフトシステム2610を用いてもよい。例えば、近位側駆動軸セグメント380’はハンドルフレームアセンブリ2520内で移動可能に支持され、それによって近位側駆動軸セグメント380’が軸線方向に移動し、中で回転してもよい。少なくとも1つの例示的形態では、シフトシステム2610は、ハンドルフレームアセンブリ2520によって摺動可能に支持された、シフターヨーク2612を更に含む。図124及び127を参照されたい。近位側駆動軸セグメント380’は、その上に一対のカラー386（図124及び128に示される）を有するので、ハンドルフレームアセンブリ2520上でシフターヨーク2612をシフトさせることは近位側駆動軸セグメント380’の軸線方向移動をもたらす。少なくとも1つの形態では、シフトシステム2610は、シフターヨーク2612と動作可能にインターフェース接続すると共に、ハンドルアセンブリ2500のハンドルハウジングセグメント2504のスロット2505を通って延在する、シフターボタンアセンブリ2614を更に含む。図135及び136を参照されたい。シフターばね2616は、近位側駆動軸セグメント380’を係合するようにして、ハンドルフレームアセンブリ2520に装着される。図127及び134を参照されたい。ばね2616は、駆動軸アセンブリの回転によってエンドエフェクタ1000が関節継手700に対して長手方向ツール軸線「LT－LT」を中心にして回転する（図67に示される）、図135に示される第1の軸線方向位置と、駆動軸アセンブリの回転がエンドエフェクタ内の発射部材の軸線方向移動をもたらす（図66に示される）、図136に示される第2の位置との間で、シフターボタンアセンブリ2614が摺動可能に位置決めされると、可聴クリック音及び触感のフィードバックを臨床医に提供するのに役立つ。したがって、かかる構成により、臨床医が、ハンドルアセンブリ2500を保持したまま、シフターボタンアセンブリ2614を簡単に摺動可能に位置決めすることができる。

【0152】

図137～147は、例示的な一実施形態では、以下で考察する違いを除いて上述の関節継手700とほぼ同一である、係止可能な関節継手2700を示す。例示的な一実施形態では、関節継手2700は、関節係止システム2710によって係止及び係止解除される。関節継手2700は、遠位側外管部分231の遠位端233に取り付けられ、中に近位側ボールソケット704を画定する、近位側ソケット管702を含む。図137を参照されたい。中間関節接合管セグメント712に取り付けられた近位側ボール部材706は、近位側ソケット管702内の近位側ボールソケット704内に移動可能に着座される。図137に見られるように、近位側ボール部材706は、遠位側駆動軸セグメント540が中を通って延在できるようにする、中央の駆動通路708を有する。それに加えて、近位側ボール部材706は、遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447が中を通るのを容易にする、4つの関節接合通路710の中に有する。図137に更に見られるように、中間関節接合管セグメント712は中に形成された中間ボールソケット714を有する。中間ボールソケット714は、エンドエフェクタコネクタ管720上に形成されたエンドエフェクタボール722を中で移動可能に支持するように構成される。遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447は、エンドエフェクタボール722内に形成されたケーブル通路724を通って延在し、エンドエフェクタボール722内の対応する通路728内に受け入れられた突起726によってそこに取り付けられる。遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447をエンドエフェクタボール722に取り付けるため、他の取付け構成が用いられてもよい。

【0153】

図１３７に見られるように、関節係止システム２７１０の１つの例示的形態は、細長い軸アセンブリの遠位側外管部分２３１及び近位側ソケット管７０２を通って延在する、係止ワイヤ又は部材２７１２を含む。係止ワイヤ２７１２は、ハンドル部分２５００（図１３７に全体的に破線で表される）内で動作可能に支持された伝達ディスク２７２２に取り付けられた近位端２７２０を有する。例えば、伝達ディスク２７２２は、ハンドル２５００内に形成されたボス２７２６に連結された、スピンドル軸２７２４上に装着される。アクチュエータケーブル又はワイヤ２７３０は、伝達ディスク２７２２に取り付けられ、臨床医によって手動で作動させて（即ち、押すか又は引く）もよい。外科用器具がロボットシステムに取り付けられる他の実施形態では、アクチュエータケーブル２７３０は、ロボットシステムからの制御運動を受け入れて、伝達ディスク２７２２を作動させるように構成されてもよい。

【０１５４】

図１４３～１４６に見られるように、係止ワイヤ２７１２は、その遠位端２７１５に形成された一対の係止解除ウェッジ２７１４、２７１６を有する。第１の係止解除ウェッジ２７１４は、中間関節接合管７１２上で軸支された遠位側係止リング２７４０の端部２７４２、２７４４と動作可能にインターフェース接続するように構成される。図１４３に示されるようなその通常の「係止」状態では、遠位側係止リング２７４０は、中間関節接合管７１２に対して円周方向に延びる係止又は圧搾力を加えて、中間関節接合管７１２をエンドエフェクタボール７２２に押し付けてそれがソケット７１４内で移動するのを防ぐ。図１４３～１４６に見られるように、遠位側係止リング２７４０の端部２７４２、２７４４はテーパ状であって、第１の係止解除ウェッジ２７１４を間に受け入れるように構成された円錐形又はＶ字形の開口部２７４６を、それらの間に画定する。

【０１５５】

図１４３～１４６に更に見られるように、第２の係止ウェッジ２７１６は、近位側ソケット管７０２上で軸支された近位側係止リング２７５０の端部２７５２、２７５４とインターフェース接続するように構成される。図１４３に示されるようなその通常の「係止」状態では、近位側係止リング２７４５０は、近位側ソケット管７０２に対して円周方向に延びる係止又は圧搾力を加えて、近位側ソケット管７０２を近位側ボール部材７０６に押し付けてそれが近位側ボールソケット７０４内で移動するのを防ぐ。図１４３～１４６に見られるように、近位側係止リング２７５０の端部２７５２、２７５４はテーパ状であって、第２の係止解除ウェッジ２７１６を間に受け入れるように構成された円錐形又はＶ字形の開口部２７５６を、それらの間に画定する。

【０１５６】

関節係止システム２７１０の作動によって関節継手２７００が係止解除されると、エンドエフェクタ１０００は、遠位側ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７を作動させることによって、上述した様々な形で選択的に関節接合されてもよい。関節係止システム２７１０の作動は、図１３８、１３９、及び１４３～１４６を参照して理解されてもよい。図１４３は、遠位側及び近位側係止リング２７４０、２７５０に対する第１及び第２の係止解除ウェッジ２７１４、２７１６の位置を示す。その状態のとき、係止リング２７４０は、エンドエフェクタボール７２２がソケット７１４内で移動するのを防ぎ、係止リング２７５０は、近位側ボール部材７０６がソケット７０４内で移動するのを防ぐ。関節継手２７００を係止解除するため、作動ケーブル２７２６が近位方向「ＰＤ」で引っ張られ、それによって最終的に、係止ワイヤ２７１２が図１４４に示される位置まで遠位方向「ＤＤ」で押される。図１４４に見られるように、第１の係止解除ウェッジ２７１４は、遠位側係止リング２７４０の端部２７４２、２７４４間で遠位側に移動してリング２７４０を拡張させていて、中間関節接合管７１２に加えられる圧搾力を緩和して、エンドエフェクタボール７２２がソケット７１４内で移動できるようになっている。同様に、第２の係止解除ウェッジ２７１６は、近位側係止リング２７５０の端部２７５２、２７５４間で遠位側に移動してリング２７５０を拡張させていて、近位側ソケット管７１２に対する圧搾力を緩和して、近位側ボール部材７０６がソケット７０４内で移動できるように

なっている。その係止解除位置では、関節接合システムは、上述した形で遠位側ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７に対して作動運動を加えて、図１３８及び１３９に示されるように、エンドエフェクタ１０００を関節接合するように作動してもよい。例えば、図１４３及び１４４は、エンドエフェクタ１０００が図１３８に示される位置へと関節接合されているときの、第１及び第２の係止ウェッジ２７１４、２７１６の位置を示す。同様に、図１４５、１４６は、エンドエフェクタ１０００が図１２９に示される位置へと関節接合されているときの、第１及び第２の係止ウェッジ２７１４、２７１６の位置を示す。一旦臨床医がエンドエフェクタを所望の位置へと関節接合すると、臨床医（又はロボットシステム）は、作動ケーブルに対して押す運動を加えて、伝達ディスク２７２２を回転させると共に係止ワイヤ２７１２を図１４３、１４５に示される位置へと移動し、それによって、係止リング２７４０、２７５０が反ってそれらの締付け又は係止位置に至って、エンドエフェクタ１０００をその係止位置で保持することができる。

【０１５７】

図１４８～１５６は、１つの例示的形態では、以下で考察する違いを除いてエンドエフェクタ１０００とほぼ同一である、別のエンドエフェクタの実施形態を示す。エンドエフェクタ２８００は、回転閉鎖運動を加えることによって開閉されるアンビルアセンブリ２８１０を含む。アンビルアセンブリ２８１０は、開放位置（図１４８及び１４９）と閉鎖位置（図１５０～１５３）との間で選択的に移動させるため、細長いチャネル２８３０上で旋回可能に支持される。細長いチャネル２８３０は、以下で考察する違いを除いて、上述した細長いチャネル１０２０とほぼ同一であってもよい。例えば、図示される実施形態では、細長いチャネル２８３０は、上述したようなリング状の軸受７３４によってエンドエフェクタコネクタ管７２０に連結されてもよい、その上に形成されたエンドエフェクタコネクタハウジング２８３２を有する。図１４８に見られるように、エンドエフェクタコネクタハウジング２８３２は、回転伝達アセンブリ２８６０の中で動作可能に支持する。

【０１５８】

図１４８及び１４９に見られるように、アンビルアセンブリ２８１０は、細長いチャネル２８３０に形成された対応するトラニオンスロット２８１４内に移動可能に受け入れられる、一対のアンビルトラニオン２８１２（１つのトラニオンのみが図１４８に見られる）を含む。アンビルアセンブリ２８１０の下面は、発射部材１２００’上のアンビル旋回ピン１２０１’と旋回係合するように、その上に形成されたアンビル開放傾斜面（anvil open ramp）２８１６を更に有する。発射部材１２００’は、言及する違いを除いて、上述の発射部材１２００とほぼ同一であってもよい。それに加えて、アンビルアセンブリ２８１０は、以下でより詳細に考察するように、回転伝達アセンブリ２８６０からの回転閉鎖運動を受け入れる、回転閉鎖軸２９１０と動作可能に係合するように構成された、閉鎖ピン２８１８を更に含む。発射部材１２００’は、外科用ステープルカートリッジ（図示なし）を中で支持するように構成された細長いチャネル２８３０内で回転可能に支持された、器具駆動軸１３００上で回転可能に軸支される。器具駆動軸１３００は、その上に形成された、エンドエフェクタコネクタハウジング２８３２内に形成された軸受スリーブ２８３４内で回転可能に支持される軸受セグメント１３０４を有する。

【０１５９】

例示的な図示される実施形態では、回転伝達アセンブリ２８６０は、細長い軸アセンブリを通って長手方向で延在して、ツール装着部分（エンドエフェクタ２８００がロボットシステムによって電力供給される場合）と、又はハンドルアセンブリの発射トリガー（エンドエフェクタ２８００が手動操作される場合）と動作可能にインターフェース接続する、回転駆動軸２８７０を含む。関節継手を用いるそれらの実施形態の場合、関節継手７００を通って延在する回転駆動軸２８７０の一部は、本明細書に開示する可撓性の駆動軸アセンブリのいずれかを備えてもよい。関節継手が用いられない場合、回転駆動軸は剛性であってもよい。図１４８及び１４９に最も著しく見られるように、回転駆動軸２８７０は、その上に形成されるか又はそれに取り付けられた回転駆動ヘッド２８７２を有し、ヘッドはその上に形成された第１のリングギヤ２８７４を有する。それに加えて、回転駆動ヘ

ッド２８７２は、回転駆動軸２８８０に取り付けられたシフター歯車２８８２と選択的に噛合係合する、その上に形成された第2のリングギヤ２８７６を更に有する。

【０１６０】

シフター軸２８８０は、上述の回転駆動軸アセンブリのうちいずれか1つを備えてもよく、細長い軸アセンブリを通って延在して、ツール装着部分３００（エンドエフェクタ２８００がロボットシステムによって駆動される場合）又はハンドルアセンブリ（エンドエフェクタが手動操作される場合）と動作可能にインターフェース接続する。いずれの場合も、シフター軸２８００は、以下で更に詳細に考察するように、長手方向のシフト運動を受け入れて、シフター歯車２８８２を回転駆動ヘッド２８７２内で長手方向にシフトすると共に、回転駆動運動を受け入れて、シフター歯車２８８２を回転させるように構成される。

【０１６１】

図１４８及び１４９に更に見られるように、回転伝達アセンブリ２８６０は、本体２８９２を有する伝達歯車アセンブリ２８９０を更に含み、その一部分は回転駆動ヘッド２８７２のキャビティ２８７２内で回転可能に支持される。本体２８９２は、エンドエフェクタコネクタハウジング２８３２の隔壁２８３６に形成されたスピンドル装着穴２８３８を通って回転可能に延在する、スピンドル２８９４を有する。本体２８９２は、回転シフター軸２８８０上のシフター歯車２８８２と選択的に噛合係合する、中に形成されたシフターリングギヤ２８９６を更に有する。伝達歯車２９００は、本体２８９２から突出する伝達歯車スピンドル２９０２に装着され、隔壁２８３６の弓状スロット２８４０内に摺動可能に受け入れられる。図１５５及び１５６を参照されたい。伝達歯車２９００は、回転駆動ヘッド２８７２内に形成された第1のリングギヤ２８７４と噛合係合している。図１５３～１５６に見られるように、弓状スロット２８４０は、中に突出する中央に配設された可撓性の移動止め２８４２を有する。移動止め２８４２は、図１５５に示されるように、弓状スロット２８４０に隣接して形成された、移動止め逃がしスロット２８４６によって形成されたウェブ２８４４上に形成される。

【０１６２】

回転閉鎖軸２９１０は、隔壁２８３６の対応する開口部を通して回転可能に支持された、軸受部分２９１２を有する。回転閉鎖軸２９１０は、伝達歯車２９００と選択的に噛合係合するように構成された、閉鎖駆動歯車２９１４を更に有する。器具駆動軸１３００はまた、伝達歯車２９００と選択的に噛合係合するように構成された、器具駆動歯車１３０２を有する。

【０１６３】

エンドエフェクタ２８００の動作について、図１４８～１５５を参照して以下に説明する。図１４８及び１４９は、アンビルアセンブリ２８１０が開放位置にあるエンドエフェクタ２８００を示す。アンビルアセンブリ２８１０を図１５０に示される閉鎖位置へと移動するため、シフター軸２８８０は、シフター歯車２８８２が本体２８９２内のシフターリングギヤ２８９６と噛合係合するように配置される。シフター軸２８８０を回転させることによって、本体２８９２を回転させて、伝達歯車２９００が閉鎖軸２９１０上の閉鎖駆動歯車２９１４と噛合係合するようにしてもよい。図１５３を参照されたい。その位置にあるとき、係止移動止め２８４２は、伝達歯車スピンドル２９０２をその位置で保持する。その後、回転駆動軸２８７０を回転させて伝達歯車２９００に回転運動を加え、それによって最終的に閉鎖軸２９１０が回転する。閉鎖軸２９１０を回転させると、アンビルアセンブリ２８１０上の閉鎖ピン２８１８と係合している回転スピンドル部分２９１６により、アンビルアセンブリ２８１０が近位側に移動して、アンビルアセンブリ２８１０が発射部材１２００’のアンビル旋回ピン１２０１’上で旋回する。かかる作用によって、アンビルアセンブリ２８１０が図１５０に示される閉鎖位置へと旋回する。臨床医が、発射部材１２００’を細長いチャネル２８３０の下方へと遠位側に駆動したいとき、シフター軸２８８０を再び回転させて、伝達歯車スピンドル２９０２を図１５４に示される位置へと旋回させる。やはり、係止移動止め２８４２は伝達歯車スピンドル２９０２をその位

置で保持する。その後、回転駆動軸２８７０を回転させて、器具駆動軸１３００上の伝達歯車１３０２に回転運動を加える。器具駆動軸１３００が一方向で回転することにより、発射部材１２００’は遠位方向「ＤＤ」で駆動される。器具駆動軸１３００が反対方向で回転することにより、発射部材１２００’は近位方向「ＰＤ」で撤回される。したがって、発射部材１２００’が、細長いチャネル２８３０に装着されたステープルカートリッジ内のステープルを切断し発射するように構成された、それらの適用例では、発射部材１２００’が細長いチャネル２８３０内におけるその最遠位位置まで駆動された後、回転駆動軸アセンブリ２８７０によって器具駆動軸１３００に加えられる回転駆動運動が逆転して、発射部材１２００’が撤回されて図１５０に示されるその開始位置へと戻る。標的組織をエンドエフェクタ２８００から解放するため、臨床医は、シフター軸２８００を再び回転させて、伝達歯車２９００を閉鎖駆動軸２９１０上の駆動歯車２９１４と再び噛合係合させる。その後、回転駆動軸２８７０によって伝達歯車２９００に逆回転運動が加えられて、閉鎖駆動軸２９１０が駆動スピンドル２９１６を回転させ、それによってアンビルアセンブリ２８１０が遠位側に移動し、図１４８及び１４９に示される開放位置へと旋回する。臨床医がエンドエフェクタ２８００全体を長手方向ツール軸線「ＬＴ－ＬＴ」を中心にして回転させたいとき、シフター軸が長手方向でシフトされて、図１５２に示されるように、シフター歯車２８８２が、回転駆動ヘッド２８７２上の第２のリングギヤ２８７６及び伝達歯車本体２８９２上のシフターリングギヤ２８９６と同時に噛合係合する。その後、回転駆動軸２８８０を回転させることによって、エンドエフェクタ２８００が、長手方向ツール軸線「ＬＴ－ＬＴ」を中心にしてエンドエフェクタコネクタ管７２０に対して回転する。

【０１６４】

図１５７～１７０は、引っ張りタイプの運動を用いてアンビルアセンブリ３０１０を開閉する、別のエンドエフェクタの実施形態３０００を示す。アンビルアセンブリ３０１０は、開放位置（図１６８及び１６９）と閉鎖位置（図１５７、１６０、及び１７０）との間で選択的に移動させるため、細長いチャネル３０３０上で移動可能に支持される。細長いチャネル３０３０は、以下で考察する違いを除いて、上述した細長いチャネル１０２０とほぼ同一であってもよい。細長いチャネル３０３０は、上述した形でエンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０に連結されてもよい。エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０はまた、上述したようなリング状の軸受７３４によって、エンドエフェクタコネクタ管７３４に連結されてもよい。図１５７に見られるように、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０は、上述したように、駆動構成７４８及び回転伝達装置７５０を支持してもよい。

【０１６５】

図１６０に見られるように、アンビルアセンブリ３０１０は、細長いチャネル３０３０に形成された対応するトラニオンスロット３０３２内に移動可能に受け入れられる、一対のアンビルトラニオン３０１２（１つのトラニオンのみが図１６０に見られる）を含む。アンビルアセンブリ２８１０の下面は、発射部材３１００上の上部フィン１２０８と旋回係合するように、その上に形成されたアンビル開放切欠き３０１６を更に有する。図１６８を参照されたい。発射部材３１００は、言及する違いを除いて、上述の発射部材１２００とほぼ同一であってもよい。図示される実施形態では、エンドエフェクタ３０００は、アンビルトラニオン３０１２に付勢力を加えるように構成された、アンビルばね３０５０を更に含む。アンビルばね３０５０の１つの形態が図１５９に示される。その図面に見られるように、アンビルばね３０５０は、金属ワイヤから作製され、アンビルトラニオンがそれら個々のトラニオンスロット３０３２内に受け入れられていると、アンビルトラニオン３０１２上に載るように構成された、２つの対向するばねアーム３０５２を有してもよい。それに加えて、図１５９に更に見られるように、アンビルばね３０５０は、中に形成された、細長いチャネル３０３０上に形成された対応するばねピン３０３４を移動可能に支持するように適合された、２つの装着ループ３０５４を有する。図１５８を参照されたい。以下で更に詳細に考察するように、アンビルばね３０５０は、細長いチャネル３０３

０内においてばねピン３０３４上で旋回するように構成される。図１５８に最も著しく見られるように、細長いチャネルのそれぞれの側壁の一部分３０３５は、アンビルばね３０５０の移動に対する遊びを提供するように奥まっている。

【０１６６】

図１５７及び１６０～１７０に見られるように、エンドエフェクタ３０００は、細長いチャネル３０３０上で選択的に長手方向移動するようにその上で移動可能に支持された、閉鎖管３０６０を更に含む。閉鎖管３０６０の長手方向移動を容易にするため、図１５７及び１６０～１７０に示される実施形態は、閉鎖管３０３０に旋回可能にピン止めされるか又は別の形で取り付けられた、リンク機構アーム３０７２によって閉鎖管３０６０にリンクされた閉鎖ソレノイド３０７０を含む。ソレノイドを作動させると、リンク機構アーム３０７２が遠位方向で駆動されて、閉鎖管３０６０を細長いチャネル３０３０の端部で遠位側に駆動する。閉鎖管３０６０が遠位側に移動すると、アンビルアセンブリ３０１０が閉鎖位置へと旋回する。代替実施形態では、ソレノイドは、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０の遠位端に装着された環状ソレノイドを備えてもよい。閉鎖管は、環状ソレノイドによって磁気的に吸引及び反発して、閉鎖管の長手方向移動をもたらすことができる、金属材料から作製される。

【０１６７】

少なくとも１つの形態では、エンドエフェクタ３０６０は、標的組織上で閉鎖されたとき、アンビルアセンブリ３０１０を適所で係止して保持する、独自のアンビル係止システム３０８０を更に含む。１つの形態では、図１５７に見られるように、アンビル係止システム３０８０は、細長いチャネル３０３０に形成された対応する係止バー窓３０３６内に端部が受け入れられるようにして、細長いチャネル３０３０を横断方向に横切って延在する、アンビル係止バー３０８２を含む。図１５８を参照されたい。図１６１を参照すると、閉鎖管３０６０がその最遠位の「閉鎖」位置にあるとき、係止バー３０８２の端部は、係止バー窓３０３６を通って横方向で外に突出し、閉鎖管３０６０の近位端を越えて延在して、それが近位側に移動して適所から外れるのを防ぐ。係止バー３０８２は、エンドエフェクタ駆動ハウジング１０１０内で支持されたソレノイド接点３０７６を係合するように構成される。ソレノイド接点３０７６は、ソレノイド３０７０を制御する制御システムに布線される。制御システムは、いずれの場合であっても、ロボットシステム又はハンドルアセンブリ内の電池若しくは他の電力源のどちらかによって供給される、電力源を含む。

【０１６８】

発射部材３１００は、外科用ステープルカートリッジ（図示なし）を中で支持するように構成された細長いチャネル２８３０内で回転可能に支持された、器具駆動軸１３００上で回転可能に軸支される。器具駆動軸１３００は、その上に形成された、エンドエフェクタコネクタハウジング２８３２に形成された軸受スリーブ２８３４内で回転可能に支持されると共に、上述した形で回転伝達装置７５０と動作可能にインターフェース接続する、軸受セグメント１３０４を有する。器具駆動軸１３００が一方向で回転することにより、発射部材３１００が細長いチャネル３０３０を通して遠位側に駆動され、器具駆動軸１３００が反対の回転方向で回転することにより、発射部材１２００’’が近位方向「ＰＤ」で撤回される。図１５７及び１６０～１７０に見られるように、発射部材３１００は、以下で更に詳細に考察するように、係止バー３０８２を係合するように構成された作動バー３１０２を有する。

【０１６９】

アンビル係止システム３０８０は、閉鎖管３０６０がその最遠位位置へと移動しており、閉鎖管３０６０の遠位端がアンビルアセンブリ３０１０上に形成されたアンビルレッジ３０１３と接触していると、アンビルを選択的に引っ張って閉鎖管３０６０と割込み係止係合させる、アンビル引張りアセンブリ３０９０を更に含む。１つの形態では、アンビル引張りアセンブリ３０９０は、アンビルアセンブリ３０１０の近位端に取り付けられ、いずれの場合であっても、細長い軸アセンブリを通ってツール装着部分又はハンドルアセン

ブリへと近位側に突出する、一対のアンビル引張りケーブル３０９２を含む。引張りケーブル３０９２は、ハンドルアセンブリ上のアクチュエータメカニズムに取り付けられるか、又はケーブル３０９２に張力を加えるように構成された、ツール装着部分上の駆動システムの1つに連結されてもよい。

【０１７０】

エンドエフェクタ３０００の動作について、次に記載する。図１６８及び１６９は、開放位置にあるアンビルアセンブリ３０１０を示す。図１６８は、新しいステープルカートリッジ（図示なし）が細長いチャネル３０３０内に装着されてもよい、最近位位置にある発射部材３１００を示す。閉鎖管３０６０もその最近位の非作動位置にある。また、図１６７に見られるように、発射部材３１００がその最近位位置にあるとき、作動バー３１０２は係止バーを付勢して、ソレノイド接点３０７６と係合させており、それによってソレノイドを次の閉鎖手順のために始動させることができる。したがって、閉鎖プロセスを始めるには、回転駆動軸７５２を作動させて、発射部材３１００を図１６９に示されるその開始位置へと移動させる。その位置にあるとき、作動バー３１０２は、係止バー３０８２が移動してソレノイド接点３０７６との係合から外れることが十分できるように、近位方向で移動しており、それにより、電力がソレノイド制御回路に供給されると、ソレノイドリンク３０７２が延長される。次に、自動で、又はハンドルアセンブリ内のスイッチ若しくは他の制御メカニズムを通して、ソレノイド３０７０に対して制御電力が加えられ、それにより、閉鎖管３０６０の遠位端がアンビルアセンブリ３０１０上のレッジ３０１３に接触するまで、閉鎖管３０６０が遠位側に移動して、図１６２に示されるように、アンビルアセンブリが旋回して発射部材１２００’’上で閉鎖される。その図面に見られるように、係止バー３０８２は、閉鎖管３０６０が近位方向で移動するのを防ぐように位置決めされる。その位置にあるとき、臨床医は次に、引張りケーブル３０９２に張力を加えて、アンビルアセンブリ３０１０の近位端を引っ張って閉鎖管３０６０と割込み係合させて、アンビルアセンブリ３０１０を閉鎖位置で係止する。その後、発射部材１２００’’は、エンドエフェクタ３０００内で締め付けられた組織を通して遠位方向で駆動されてもよい。一旦発射プロセスは完了されている。器具駆動軸は反対方向で回転して、発射部材３１００がその開始位置へと戻されて、作動バー３１０２は再び係止バー３０８２に接触して、それを屈曲してソレノイド接点３０７６と接触させ、係止バー３０８２の端部を細長いチャネル３０３０の窓３０３６に引き込んでいる。その位置にあるとき、ソレノイド制御システムに電力が供給されると、ソレノイド３０７０は、閉鎖管３０６０を図１６７及び１６８に示されるその開始又は開放位置へと近位方向で撤回する。閉鎖管３０６０が近位側に移動して、アンビルアセンブリ３０１０との係合が外れると、アンビルばね３０５０は、アンビルトラニオン３０１２に対して付勢力を加えて、アンビルアセンブリを図１６８に示される開放位置へと付勢する。

【０１７１】

図１７１～１７８は、別の例示的な急速脱着連結具構成３２１０を中に有する、別の例示的な細長い軸アセンブリ３２００を示す。少なくとも1つの形態では、例えば、急速脱着連結具構成３２１０は、近位側外管セグメント３２１４の形態の近位側連結具部材３２１２を含み、そのセグメントは、1つの構成では、デバイスがロボット制御されるとき、上述の形で第1の駆動システム３５０とインターフェース接続するように構成された、管状歯車セグメント３５４をその上に有してもよい。しかしながら、別の実施形態では、近位側外管セグメント３２１４は、上述の形でハンドルアセンブリに装着された、手動作動可能な回転ノズル２５１２とインターフェース接続してもよい。上述のように、ロボット制御の適用例における第1の駆動システム３５０、又は手持ち型の構成における回転ノズル２５１２は、細長い軸アセンブリ３２００及びそれに動作可能に連結されたエンドエフェクタを、長手方向ツール軸線「ＬＴ－ＬＴ」を中心にして回転させるのに役立つ。図１７１を参照されたい。近位側外管セグメント３２１４は、係止カラーをその上に受け入れるように構成された、「ネックダウンした」遠位端部分３２１６を有する。

【０１７２】

図１７１～１７８に示される例示的実施形態では、細長い軸アセンブリ３２００は、以下で考察する違いを除いて上述の近位側駆動軸セグメント３８０とほぼ同一であってもよく、本明細書に開示する様々な形で、ロボットシステム又はハンドルアセンブリからの回転及び軸線方向制御運動を受け入れるように構成されてもよい、近位側駆動軸セグメント３８０’’を含む。図示される実施形態は、上述したような関節継手７００と共に使用されてもよく、本明細書に記載する様々な形で関節制御駆動部に連結されてもよい関節接合ケーブル４３４及び４５４を含んでもよい。近位側充填材料３２２０は、近位側外管セグメント３２１４内に提供されて、関節接合ケーブル端部４３４Ａ、４３４Ｂ、４５４Ａ、４５４Ｂに対する軸線方向の支持を提供する。それぞれの関節接合ケーブル端部４３４Ａ、４３４Ｂ、４５４Ａ、４５４Ｂは、近位側充填材料３２２０を通して設けられた対応する近位側関節通路３２２２を通って延在する。関節接合ケーブル端部４３４Ａ、４３４Ｂ、４５４Ａ、４５４Ｂは、対応する関節通路３２２２内で摺動するように構成された、そこに取り付けられた近位側関節クリップ３２２４を更に有する。近位側関節クリップ３２２４は、金属又はポリマー材料から作製されてもよく、締結具押さえ３２２８がその上にそれぞれ形成された、一対の可撓性クリップアーム３２２６をそれぞれ有する。同様に、近位側駆動軸セグメント３８０’’は、近位側充填材料３２２０内の軸通路３２３０に移動可能に受け入れられる。駆動軸接続クリップ３２４０がその上にある。１つの例示的形態では、駆動軸接続クリップ３２４０は、中央の管状コネクタ部分３２４２及びその上の２つの可撓性クリップアーム３２４４を有して形成され、クリップアームはそれぞれ、その上に締結具押さえ３２４８を有する。

【０１７３】

図１７１、１７２、及び１７６～１７８に更に見られるように、急速脱着構成３２１０は、遠位側外管セグメント３２５２がネックダウンした近位端部分３２５４を含む点を除いて、上述の遠位側外管部分２３１にほぼ類似した、遠位側外管セグメント３２５２の形態の遠位側連結具部材３２５０を更に含む。遠位側外管セグメント３２５２は、本明細書に開示する様々なタイプのエンドエフェクタ１０００に動作可能に連結され、以下で言及する違いを除いて、上述した遠位側駆動軸セグメント５４０にほぼ類似していてもよい、遠位側駆動軸セグメント５４０’’を含む。遠位側充填材料３２６０は、遠位側外管セグメント３２５２内に提供されて、遠位側関節接合ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７に対する軸線方向の支持を提供する。それぞれの遠位側関節接合ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７は、遠位側充填材料３２６０を通って設けられる、対応する遠位側関節通路３２６２を通って延在する。それぞれの遠位側関節接合ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７は、対応する近位側関節クリップ３２２４のクリップアーム３２２６間で摺動するように構成された、それに取り付けられた遠位側関節差込み支柱（bayonet post）３２７０を更に有する。それぞれの遠位側関節差込み支柱３２７０は、対応するクリップアーム３２２６上の締結具押さえ３２２８によって保持して係合されるように構成される。同様に、遠位側駆動軸セグメント５４０’’は、遠位側充填材料３２６０内の遠位軸通路３２６４に移動可能に受け入れられる。遠位側駆動軸差込み支柱３２８０は、遠位側関節差込み支柱３２７０を越えて近位側に突出してもよいように、遠位側駆動軸セグメント５４０’’の近位端に取り付けられる。図１７２は、遠位側関節差込み支柱３２７０に対する遠位側駆動軸差込み支柱３２８０（破線）の位置を示す。遠位側駆動軸差込み支柱３２８０は、対応するクリップアーム３２４４上の締結具押さえ３２４８によって駆動軸接続クリップ３２４０上で保持して係合されるように構成される。

【０１７４】

図１７１～１７８に見られるように、例示の急速脱着連結具構成３２１０は、遠位側外管セグメント３２５２のネックダウンした近位端部分３２５４上で移動可能に軸支された、軸線方向に移動可能な係止カラー３２９０を更に含む。図１７４に最も著しく見られるように、係止カラー３２９０の１つの形態は、近位側外管セグメント３２１４及び遠位側外管セグメント３２５４それぞれのネックダウン部分３２１６、３２５４上で摺動可能に

受け入れられるようにサイズ決めされた、外側係止スリーブ３２９２を含む。外側係止スリーブ３２９２は、ブリッジ３２９５によって中央の係止本体３２９４に連結される。ブリッジ３２９５は、遠位側外管セグメント３２５４のネックダウン部分３２５４にある遠位側スロット３２５５、並びに遠位側外管セグメント３２５２のネックダウンした近位端部分３２５４内に摺動可能に受け入れられた、近位側外管セグメント３２１４のネックダウン部分３２１６にある近位側スロット３２１７を通って摺動するように構成され、また、近位側外管セグメント３２１４のネックダウン部分３２１６内へと摺動可能に延在してもよい。図１７４に更に見られるように、中央の係止本体３２９４は、関節支柱及びクリップを受け入れる複数の通路３２９６を有する。同様に、中央の係止本体３２９４は、遠位側駆動軸セグメント５４０’’を移動可能に中に受け入れる中央駆動軸通路３２９８を有する。

【０１７５】

例示の急速脱着連結具構成３２１０の使用について、次に記載する。最初に図１７１及び１７２を参照すると、遠位側連結具部材３２５０は近位側連結具部材３２１２と軸線方向に整列され、それによって、ブリッジ３２９５は近位側外管セグメント３２１４のネックダウン部分３２１６のスロット３２１７と整列され、遠位側駆動軸差込み支柱３２８０は近位側駆動軸コネクタクリップ３２４０上にある中央の管状コネクタ部分３２４２と整列される。その後、遠位側連結具部材３２５０は近位側連結具部材３２１２と当接係合されて、遠位側駆動軸差込み支柱３２８０が中央の管状セグメント３２１４に滑り込み、最終的には近位側駆動軸コネクタクリップ３２４０上にある締結具押さえ３２４８と保持係合される。かかる作用により、また、それぞれの遠位側関節差込みコネクタ支柱３２７０が、図１７６に示されるように、近位側関節コネクタクリップ３２２４上の締結具押さえ３２２８によって保持係合される。遠位側駆動軸差込み支柱３２８０がクリップアーム３２４４の間に挿入されると、クリップアーム３２４４は、締結具押さえ３２４８が支柱３２８０上の肩部３２８１を係合するまで、外側に屈曲することが認識されるであろう。同様に、遠位側差込み支柱３２７０のそれぞれが、それらの対応するコネクタアーム３２２６の間に挿入されると、コネクタアーム３２２６は、締結具押さえ３２２８が支柱３２７０上の肩部３２７１を係合するまで外側に屈曲する。一旦遠位側駆動軸セグメント５４０’’が近位側駆動軸セグメント３８０’’に接続され、遠位側関節接合ケーブルセグメント４４４、４４５、４４６、４４７が関節接合ケーブル端部４３４Ａ、４３４Ｂ、４５４Ａ、４５４Ｂにそれぞれ接続されていると、ユーザは次に、外側係止スリーブ３２９２を図１７７及び１７８に示される位置まで近位側に摺動させてもよい。その位置にあるとき、中央の係止本体３２９４は、クリップアーム３２４４、３２６６が外側に屈曲するのを防ぎ、それによって遠位側連結具部材３２５０を近位側連結具部材３２１３に係止する。遠位側連結具部材３２５０を近位側連結具部材３２１２から分離するため、ユーザは、外側係止スリーブ３９２を図１７５及び１７６に示される位置まで移動し、その後、連結具部材３２５０、３２１２を引き離す。対向する軸線方向分離運動が連結具部材３２５０、３２１２に加えられると、クリップアーム３２４４及び３２２６が屈曲して、それぞれ遠位側駆動軸差込み支柱及び遠位側関節差込み支柱との係合から外れることができる。

【０１７６】

非限定例

１つの例示的形態は、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールを備え、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって出力運動をロボット制御で発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも１つの例示的形態では、外科用ツールは、ロボット制御で発生した出力運動をロボットシステムから受け入れるため、ロボットシステムのツール駆動アセンブリの対応する部分とインターフェース接続するように構成された、駆動システムを含む。駆動軸アセンブリは、駆動システムと動作可能にインターフェース接続し、ロボット制御で発生した出力運動を駆動システムから受け入れると共に、駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続する外科用エンドエフェクタに制御運動を加え

るように構成される。手動作動可能な制御システムは、駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、手動で発生した制御運動を駆動軸アセンブリに選択的に加える。

【0177】

別の一般的な例示的形態と関連して、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールが提供され、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって、ツール駆動アセンブリ上で支持された少なくとも1つの回転可能な本体部分に対して少なくとも1つの回転出力運動を提供するように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも1つの例示的形態では、外科用ツールは外科用エンドエフェクタを含み、そのエンドエフェクタは、加えられる制御運動に応じて少なくとも1つの他の構成要素部分に対する第1及び第2の位置の間で選択的に移動可能である、少なくとも1つの構成要素部分を備える。細長い軸アセンブリは、外科用エンドエフェクタに動作可能に連結され、少なくとも1つの選択的に移動可能な構成要素部分と移動可能に連通している、少なくとも1つの歯車被動部分を備える。ツール装着部分は、細長い軸アセンブリに動作可能に連結され、ツール駆動アセンブリに連結されるとそれと動作可能にインターフェース接続するように構成される。少なくとも1つの例示的形態はツール装着部分をさらに備え、そのツール装着部分は、ツール装着部分上で回転可能に支持され、ツール駆動アセンブリの少なくとも1つの回転可能な本体部分のうち対応する1つと駆動係合して、対応する回転出力運動をそこから受け入れるように構成された、被駆動要素を備える。駆動システムは、被駆動要素と動作可能に係合しており、それに対してロボット制御で発生した作動運動を加えて、少なくとも1つの歯車被動部分のうち対応する1つによって少なくとも1つの制御運動を選択的に移動可能な構成要素に加える。手動作動可能な逆転システムは、細長い軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、それに対して手動で発生した制御運動を選択的に加える。

【0178】

別の例示的な一般的形態によれば、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールが提供され、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって回転出力運動をロボット制御で発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも1つの例示的形態では、外科用ツールは、ロボット制御で発生した回転出力運動をロボットシステムから受け入れるため、ロボットシステムのツール駆動アセンブリの対応する部分とインターフェース接続するように構成された、回転駆動システムを備える。回転駆動軸アセンブリは、回転駆動システムと動作可能にインターフェース接続し、ロボット制御で発生した回転出力運動を回転駆動システムから受け入れると共に、回転駆動軸アセンブリとインターフェース接続する外科用エンドエフェクタに動作可能に回転駆動運動を加えるように構成される。手動作動可能な逆転システムは、回転駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、手動で発生した回転駆動運動を回転駆動軸アセンブリに選択的に加える。

【0179】

別の例示的形態は、遠位端を有すると共に長手方向ツール軸線を定める細長い軸アセンブリを含む外科用ステープル留めデバイスを備える。デバイスは、外科用ステープルカートリッジを中で動作可能に支持するように構成された部分を含む細長いチャネルアセンブリを備えるエンドエフェクタを更に含む。アンビルは、細長いチャネルアセンブリに対して移動可能に支持される。外科用ステープル留めデバイスは、細長いチャネルアセンブリを細長い軸アセンブリの遠位端に連結して、細長いチャネルアセンブリが細長い軸アセンブリの遠位端に対して長手方向ツール軸線を中心にして選択的に回転するのを容易にする、回転継手を更に備える。

【0180】

別の例示的形態は、外科用器具の第1の部分を外科用器具の第2の部分に連結する、回転支持継手アセンブリを備える。少なくとも1つの例示的形態では、回転支持継手アセンブリは、第1の部分内の第1の環状軌道輪と、第2の部分内にあって、第2の部分が第1

の部分と接合されると第1の環状軌道輪とほぼ位置合わせされるように構成された、第2の環状軌道輪とを備える。リング状の軸受は、位置合わせされた第1及び第2の環状軌道輪内で支持される。

【0181】

別の例示的な一般的形態と関連して、外科用エンドエフェクタを外科用器具の細長い軸アセンブリに連結する、回転支持継手アセンブリが提供される。少なくとも1つの例示的形態では、回転支持継手アセンブリは、外科用エンドエフェクタ上にある円筒状のコネクタ部分を備える。第1の環状軌道輪はコネクタ部分の周辺に設けられる。ソケットは、細長い軸上に設けられ、円筒状のコネクタ部分がソケットに対して自由に回転できるように、円筒状のコネクタ部分を中に受け入れるようにサイズ決めされる。第2の環状軌道輪は、ソケットの内壁に設けられ、円筒状のコネクタ部分がソケット内に受け入れられると、第1の環状軌道輪とほぼ位置合わせされるように構成される。窓は、第2の環状軌道輪と連通してソケット内に設けられる。自由端を有するリング状の軸受部材は、窓を通して第1及び第2の位置合わせされた環状軌道輪に挿入可能である。

【0182】

別の例示的な一般的形態と関連して、外科用器具の第1の部分を外科用器具の第2の部分に回転可能に連結する方法が提供される。様々な例示的形態では、方法は、第1の環状軌道輪を第1の部分に形成することと、第2の環状軌道輪を第2の部分に形成することとを含む。方法は、第1及び第2の環状軌道輪がほぼ位置合わせされるようにして、第1の部分を第2の部分に挿入することと、位置合わせされた第1及び第2の環状軌道輪にリング状の軸受を挿入することとを更に含む。

【0183】

別の例示的形態は、相互接続されて可撓性の中空管を形成する複数の移動可能に噛み合う継手セグメントを含む外科用器具のための駆動軸アセンブリを備える。可撓性の補助拘束部材は、複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと柔軟な拘束係合状態で設置されて、噛み合う継手セグメントを移動可能に噛み合う係合状態で保持すると共に、駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする。

【0184】

別の一般的な例示的形態によれば、レーザーによって中空管に切り込まれた複数の移動可能に噛み合う継手セグメントを含み、遠位端及び近位端を有する、外科用器具のための複合駆動軸アセンブリが提供される。可撓性の補助拘束部材は、複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと柔軟な拘束係合状態にあって、噛み合う継手セグメントを移動可能に噛み合う係合状態で保持すると共に、駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする。

【0185】

さらに別の例示的な一般的形態によれば、複数の移動可能に相互接続された継手セグメントを含み、少なくともいくつかの継手セグメントが、6つのほぼ弓状の表面から形成されたボールコネクタ部分を備える、外科用器具のための駆動軸アセンブリが提供される。ソケット部分は、隣接した継手セグメントのボールコネクタ部分を中に移動可能に受け入れるようにサイズ決めされる。中空の通路は、それぞれのボールコネクタ部分を通って延在して、駆動軸アセンブリを通る通路を形成する。駆動軸アセンブリは、複数の移動可能に相互接続された継手セグメントと柔軟な拘束係合状態で設置されて、継手セグメントを移動可能に相互接続された係合状態で保持すると共に、駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする、可撓性の補助拘束部材を更に含んでもよい。

【0186】

別の例示的形態は、外科用器具のための可撓性の駆動軸アセンブリを形成する方法を備える。様々な例示的実施形態では、方法は、中空の軸を提供することと、複数の移動可能に相互接続された継手セグメントをレーザーによって中空の軸に切り込むこととを含む。方法は、補助拘束部材を中空の軸上に設置して、移動可能に相互接続された継手セグメントを移動可能に相互接続された係合状態で保持すると共に、駆動軸アセンブリの屈曲を容易にすることを更に含む。

【０１８７】
別の例示的形態と関連して、外科用器具のための可撓性の駆動軸アセンブリを形成する方法が提供される。少なくとも1つの例示的実施形態では、方法は、中空の軸を提供することと、複数の移動可能に相互接続された継手セグメントをレーザーによって中空の軸に切り込むこととを含む。それぞれの継手セグメントは一対の対向する突起を備え、それぞれの突起は、テーパ状の内壁部分を有する対応するソケット内に受け入れられるテーパ状の外周部分を有し、テーパ状の内壁部分は、対応する突起のテーパ状の外周部分と協働して、対応する突起を中で移動可能に保持する。

【０１８８】
別の例示的な一般的形態は、外科用エンドエフェクタが動作可能に連結された、外科用器具のための回転駆動構成を備える。1つの例示的形態では、回転駆動構成は、回転駆動運動を発生させるように構成された回転駆動システムを含む。駆動軸アセンブリは、回転駆動システムと動作可能にインターフェース接続し、第1の位置と第2の位置との間で選択的に軸線方向に移動可能である。回転伝達装置は、駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、それにより、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動のうち1つを回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第1の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加え、駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動を回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第2の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加える。

【０１８９】
別の例示的な一般的形態と関連して、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールが提供され、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって、出力運動を発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも1つの例示的形態では、外科用ツールは、ロボットシステムの一部分と動作可能にインターフェース接続するように構成された、ツール装着部分を備える。回転駆動システムは、ツール装着部分によって動作可能に支持され、ツール駆動アセンブリとインターフェース接続して、そこから対応する出力運動を受け入れる。細長い軸アセンブリは、ツール装着部分から動作可能に延在し、回転駆動システムと動作可能にインターフェース接続する駆動軸アセンブリを含む。駆動軸アセンブリは、第1の位置と第2の位置との間で選択的に軸線方向に移動可能である。外科用ツールは、細長い軸アセンブリに対して選択的に回転するようにそれに回転可能に連結された、外科用エンドエフェクタを更に備える。回転伝達装置は、駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、それにより、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動のうち1つを回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第1の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加え、駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動を回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第2の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加える。

【０１９０】
更に別の例示的な一般的形態と関連して、ハンドルアセンブリと、ハンドルアセンブリによって動作可能に支持された駆動モータとを備える、外科用器具が提供される。細長い軸アセンブリは、ハンドルアセンブリから動作可能に延在し、駆動モータと動作可能にインターフェース接続すると共に、第1の位置と第2の位置との間で選択的に軸線方向に移動可能である、駆動軸アセンブリを含む。外科用エンドエフェクタは、細長い軸アセンブリに対して選択的に回転するように、それに対して回転可能に連結される。回転伝達装置は、駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、それにより、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動を駆動モータによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第1の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加え、駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあると

き、回転駆動運動を駆動モータによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第2の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加える。

【0191】

様々な例示的実施形態はまた、複数の離散的な軸線方向位置の間で移動可能である回転駆動軸アセンブリによって電力供給される外科用エンドエフェクタを含む外科用器具のための差動固定システムを備える。少なくとも1つの形態では、差動固定システムは、離散的な軸線方向位置のそれぞれ1つに対応する、回転駆動軸アセンブリ上の少なくとも1つの保持形成物を備える。少なくとも1つの係止部材は、回転駆動軸アセンブリを構成体と関連付けられた離散的な軸線方向位置へと移動させたとき、少なくとも1つの保持形成物と保持係合するように、回転駆動軸アセンブリに対して動作可能に支持される。

【0192】

別の例示的な一般的形態と関連して、第1の軸線方向位置と第2の軸線方向位置との間で移動可能である回転駆動軸アセンブリによって電力供給される外科用エンドエフェクタを含む外科用器具のための差動固定システムが提供される。少なくとも1つの例示的形態では、差動固定システムは、回転駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続する、差動ハウジングを備える。少なくとも1つのばね付勢された係止部材は、回転駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるときは、回転駆動軸アセンブリの第1の部分を保持係合する、差動ハウジングによって動作可能に支持され、少なくとも1つのばね付勢された係止部材は、回転駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるときは、回転駆動軸アセンブリの第2の部分を保持係合するように更に構成される。

【0193】

さらに別の例示的な一般的形態と関連して、第1の軸線方向位置と第2の軸線方向位置との間で移動可能である回転駆動軸アセンブリによって電力供給される外科用エンドエフェクタを含む外科用器具のための差動固定システムが提供される。少なくとも1つの例示的形態では、差動固定システムは、回転駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続する、差動ハウジングを備える。少なくとも1つのばね部材は、回転駆動軸アセンブリの一部分に設けられ、それぞれのばね部材は、回転駆動軸アセンブリの第1の軸線方向位置に対応する第1の保持位置と、回転駆動軸アセンブリの第2の軸線方向位置に対応する第2の保持位置とを定める。係止部材は、差動ハウジングによって動作可能に支持され、少なくとも1つのばね部材のそれぞれと保持係合されるように少なくとも1つのばね部材のそれぞれに対応し、それによって、回転駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、係止部材は対応するばね部材を第1の保持位置で保持係合し、回転駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるとき、係止部材は対応するばね部材を第2の保持位置で保持係合する。

【0194】

様々な他の例示的実施形態は、エンドエフェクタと、回転及び軸線方向制御運動源に動作可能に連結された近位側回転駆動列アセンブリとを含む外科用器具を備える。近位側回転駆動列アセンブリは、軸線方向制御運動が加えられるのに応じて長手方向でシフト可能である。外科用器具は、エンドエフェクタに動作可能に連結されて回転制御運動を加える、遠位側回転駆動列アセンブリを更に含む。近位側軸線方向駆動列アセンブリは、別の軸線方向制御運動源に動作可能に連結される。遠位側軸線方向駆動列アセンブリは、軸線方向制御運動を加えるようにエンドエフェクタに動作可能に連結される。器具は、近位側回転駆動列アセンブリを遠位側回転駆動列アセンブリに、且つ近位側軸線方向駆動列アセンブリを遠位側軸線方向駆動列アセンブリに、同時に取付け、また分離する、連結構成を更に備える。

【0195】

別の一般的態様と関連して、エンドエフェクタに対して複数の制御運動を加えるように構成された複数の遠位側駆動列アセンブリを含むエンドエフェクタを、駆動運動源と連通する対応する近位側駆動列アセンブリに取り付ける、連結構成が提供される。1つの例示

的形態では、連結構成は、それぞれの近位側駆動列アセンブリの遠位端にある近位側取付け構成体と、それぞれの近位側駆動列アセンブリを中で動作可能に支持し、それによってその上にある近位側取付け構成体がほぼ連結整列された状態で保持されるように構成された、近位側連結具部材とを備える。遠位側取付け構成体は、それぞれの遠位側駆動列アセンブリの近位端に設けられる。それぞれの遠位側取付け構成体は、連結係合させたときに、対応する近位側駆動列の遠位端にある近位側取付け構成体を動作可能に係合するように構成される。遠位側連結具部材は、エンドエフェクタに動作可能に連結され、それぞれの遠位側駆動列を中で動作可能に支持して、遠位側取付け構成体をその上で、ほぼ連結整列された状態で保持するように構成される。係止カラーは、遠位側駆動列アセンブリが対応する近位側駆動列アセンブリから切り離されてもよい係止解除位置、及び遠位側駆動列アセンブリがそれらの対応する近位側駆動列アセンブリと連結係合されて保持される係止位置から移動可能である。

【０１９６】

別の一般的態様と関連して、加えられる駆動運動に応じて外科的行為を行うように構成されたエンドエフェクタを含む外科用器具が提供される。器具の例示的形態は、駆動運動源と、駆動運動源と動作可能にインターフェース接続して、そこから対応する第1の駆動運動を受け入れる、第1の近位側駆動列アセンブリとを更に含む。第2の近位側駆動列アセンブリは、駆動運動源と動作可能にインターフェース接続して、対応する第2の駆動運動をそこから受け入れる。第1の遠位側駆動列アセンブリは、エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、第1の近位側駆動列アセンブリに動作可能に連結されると、そこから対応する第1の駆動運動を受け入れるように構成される。第2の遠位側駆動列アセンブリは、エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、第2の近位側駆動列アセンブリに動作可能に連結されると、そこから対応する第2の駆動運動を受け入れるように構成される。器具は、第1及び第2の近位側駆動列アセンブリを中で動作可能に支持する第1の連結部材を含む連結構成を更に備える。連結構成は、第1及び第2の遠位側駆動列アセンブリを中で動作可能に支持すると共に、第1の連結部材と軸線方向に整列するように構成された、第2の連結部材を更に含み、それにより、第2の連結部材が第1の連結部材と軸線方向に整列されると、第1の遠位側駆動列アセンブリが第1の近位側駆動列アセンブリと軸線方向に整列してそれと動作可能に係合し、第2の遠位側駆動列アセンブリが第2の近位側駆動列アセンブリと軸線方向に整列してそれと動作可能に係合する。係止カラーは、第1及び第2の連結部材の一方で移動可能に軸支され、第1及び第2の遠位側駆動列アセンブリがそれぞれ第1及び第2の近位側駆動列アセンブリから分離可能である係止解除位置と、第1及び第2の遠位側駆動列アセンブリがそれぞれ第1及び第2の近位側駆動列アセンブリと動作可能に係合した状態で保持される係止位置との間で移動するように構成される。

【０１９７】

別の一般的態様によれば、外科用器具の発射部材を動作可能に受け入れる経路を中に画定するカートリッジ本体を含む外科用カートリッジが提供される。外科用カートリッジは、カートリッジ本体内で動作可能に支持されると共に、発射部材を駆動して接触させたときに、発射部材が経路と整列されない動作不能構成から、発射部材が経路と整列される動作可能構成へと、発射部材を移動させるように構成された、整列部材を更に含む。

【０１９８】

さらに別の一般的態様によれば、外科用器具のためのエンドエフェクタが提供される。少なくとも1つの形態では、エンドエフェクタは、スロットと、スロットに隣接したロックアウト切欠きとを有する、支持部材を備える。エンドエフェクタは、動作不能構成と動作可能構成との間で移動可能な発射部材を更に備え、発射部材は、動作可能構成のとき、スロットと整列されると共にスロット内で並進するように構成され、また発射部材は、動作不能構成のとき、ロックアウト切欠きと係合されると共にスロットと整列しない。

【０１９９】

別の例示的実施形態は、カートリッジを中で除去可能に支持するように構成された細長

いチャネルを含む外科用器具を備える。少なくとも1つの形態では、カートリッジは、カートリッジ本体と、中で第1の位置から第2の位置へと移動するように、カートリッジ本体内で移動可能に支持された整列部材とを備える。外科用器具はまた、作動運動を加えると開始位置と終了位置との間で移動するように、細長いチャネルに対して動作可能に支持された、発射部材を備える。発射部材は、発射部材がカートリッジ本体内の整列部材と動作可能に係合していない限り、開始位置から終了位置へと移動することはできない。

【０２００】

別の例示的実施形態は、外科用器具のためのエンドエフェクタを備える。少なくとも1つの形態では、エンドエフェクタは、カートリッジを中で除去可能に支持するように構成された細長いチャネルを備える。発射部材は、開始及び終了位置の間で移動するように、細長いチャネルに対して動作可能に支持される。器具駆動軸は、駆動構成から作動運動を加えると、開始及び終了位置の間で発射部材を移動させるため、発射部材と動作可能に係合している。器具駆動軸は、器具駆動軸が駆動構成との動作可能な係合から外れている動作不能位置から、器具駆動軸が駆動構成と動作可能に係合している動作可能位置へと移動可能である。エンドエフェクタは、器具駆動軸と接触するように移動可能に支持されて、カートリッジを細長いチャネル内に設置すると、器具駆動軸を動作不能位置から動作可能位置へと移動させる、整列部材を更に備える。

【０２０１】

別の例示的実施形態は、細長いチャネルと、細長いチャネル内で除去可能に支持されたカートリッジとを備える、外科用器具を含む。発射部材は、開始及び終了位置の間で移動するように、細長いチャネルに対して動作可能に支持される。器具駆動軸は、駆動構成から作動運動を加えると、開始及び終了位置の間で発射部材を移動させるため、発射部材と動作可能に係合している。器具駆動軸は、器具駆動軸が駆動構成との動作可能な係合から外れている動作不能位置から、器具駆動軸が駆動構成と動作可能に係合している動作可能位置へと移動可能である。外科用器具は、器具駆動軸と接触するように移動可能に支持されて、カートリッジを細長いチャネル内に設置すると、器具駆動軸を動作不能位置から動作可能位置へと移動させる、整列部材を更に備える。

【０２０２】

本明細書に開示されている装置は、単回使用の後に廃棄するよう設計することができ、又は複数回使用するよう設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、装置は少なくとも1回の使用後、再使用のために再調整され得る。こうした再調整には、装置の分解段階、その後の洗浄段階又は特定の部品の交換段階、及びその後の再組立段階の任意の段階の組み合わせが含まれる。詳細には、装置は、分解可能であり、装置の任意の数の特定の部品又は部材を、任意の組み合わせで選択的に交換又は取り外すことができる。特定の部材の洗浄及び／又は交換に際し、装置を再調整施設において、あるいは、外科手術の直前に手術チームによって再び付けてから、その後の使用に供することができる。当業者は、デバイスの再調整に、解体、洗浄／交換、及び再組み立てのための種々の技術を使用できることを理解するであろう。このような技術の使用、及びその結果として得られる再調整された装置は、全て、本出願の範囲内にある。

【０２０３】

特定の開示される例示的実施形態と関連して、本発明について本明細書に記載してきたが、それらの例示的実施形態に対して多くの修正及び変形を実施することができる。例えば、異なるタイプのエンドエフェクタが採用され得る。また、特定のコンポーネントについて材料が開示されたが、他の材料が使用され得る。以上の説明及び以下の「特許請求の範囲」は、このような改変及び変形を全て有効範囲とするものである。

【０２０４】

全体又は部分において、本明細書に参照により組み込まれると称されるいずれの特許公報又は他の開示物も、組み込まれた事物が現行の定義、記載、又は本開示に記載されている他の開示物と矛盾しない範囲でのみ本明細書に組み込まれる。このように及び必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載されている開示は、参照により本明細書に組み込んだ任意の

矛盾する事物に取って代わるものとする。本明細書に参照により援用するものとされているが、既存の定義、見解、又は本明細書に記載された他の開示内容と矛盾するすべての内容、又はそれらの部分は、援用された内容と既存の開示内容との間にあくまで矛盾が生じない範囲でのみ援用するものとする。

【０２０５】

〔実施の態様〕

（１）　オペレータからの入力によって動作可能であって出力運動をロボット制御で発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む、前記ロボットシステムと共に使用される外科用ツールであって、

前記ロボットシステムの前記ツール駆動アセンブリの対応する部分とインターフェース接続して、前記ロボット制御で発生した出力運動をそこから受け入れるように構成された、駆動システムと、

前記駆動システムと動作可能にインターフェース接続する駆動軸アセンブリであって、前記ロボット制御で発生した出力運動を前記駆動システムから受け入れると共に、前記駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続する外科用エンドエフェクタに制御運動を加えるように構成された、駆動軸アセンブリと、

前記駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、手動で発生した制御運動を前記駆動軸アセンブリに選択的に加える、手動作動可能な制御システムと、を備える、外科用ツール。

（２）　前記駆動システムが、前記ロボット制御で発生した出力運動のうち第1のものを前記駆動軸アセンブリに伝達して、前記駆動軸アセンブリによって前記制御運動のうち第1のものを第1の方向に加えるように構成され、前記駆動システムが、前記ロボット制御で発生した出力運動のうち第2のものを前記駆動軸アセンブリに伝達して、前記駆動軸アセンブリによって前記制御運動のうち第2のものを前記第1の方向とは反対の第2の方向に加えるように更に構成され、前記手動で発生した制御運動が、前記駆動軸アセンブリに前記第2の方向に加えられる、実施態様1に記載の外科用ツール。

（３）　前記駆動システムが、前記ツール駆動アセンブリ上で支持された対応する回転可能な本体部分と動作可能にインターフェース接続して、前記ロボット制御で発生した出力運動をそこから受け入れるように構成され、前記駆動システムが、

前記対応する回転可能な本体部分と動作可能にインターフェース接続する、回転駆動歯車と、

前記回転駆動歯車と噛合係合している、第1の回転被動歯車と、

前記第1の回転被動歯車と噛合係合し、またその噛合係合から外れるように移動するように、前記駆動軸アセンブリに移動可能に装着された第2の回転被動歯車であって、前記手動作動制御システムが前記第2の回転被動歯車と選択的に動作可能に係合可能であって、前記第2の回転被動歯車を前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外れるように移動させ、前記手動で発生した駆動運動を前記第2の回転被動歯車に加える、第2の回転被動歯車と、を備える、実施態様1に記載の外科用ツール。

（４）　前記手動作動可能な制御システムが、

前記第2の回転被動歯車と噛合係合している逆転歯車と、

前記逆転歯車と選択的に噛合係合するように支持されたラチェット歯車であって、前記ラチェット歯車の手動作動によって前記手動で発生した制御運動を前記逆転歯車に加えるようになっている、ラチェット歯車と、を備える、実施態様3に記載の外科用ツール。

（５）　前記ラチェット歯車が、作動位置と非作動位置との間で前記逆転歯車に対して選択的に旋回移動するように装着され、それにより、前記逆転歯車が前記非作動位置から前記作動位置へと旋回されると、前記逆転歯車が前記第2の回転被動歯車を軸線方向に付勢して、前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外す、実施態様4に記載の外科用ツール。

【０２０６】

（６）　前記外科用エンドエフェクタが、前記駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続すると共に、前記駆動軸アセンブリに加えられる前記第1及び第2の制御運動に移動可能に反応する発射要素を備える、実施態様1に記載の外科用ツール。
（７）　前記第1及び第2の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えると、前記発射要素が、開始位置と終了位置との間で移動可能である、実施態様6に記載の外科用ツール。
（８）　前記外科用エンドエフェクタが、
　開放位置と閉鎖位置との間で選択的に移動可能なアンビルと、
　前記アンビル及びロボットシステムと動作可能にインターフェース接続するアンビル閉鎖システムであって、他のロボット制御で発生した出力運動が前記ロボットシステムによって前記アンビル閉鎖システムに加えられると、開放及び閉鎖制御運動を加える、アンビル閉鎖システムと、
　前記アンビルに隣接して動作可能に支持され、複数の外科用ステープルを中で支持する外科用ステープルカートリッジと、を備え、前記発射部材が、
　組織切断部分と、
　ステープル駆動スレッドと、を備える、実施態様7に記載の外科用ツール。
（９）　前記第1の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えると、前記発射部材が前記開始位置から前記終了位置へと駆動され、前記第2の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えると、前記発射部材が前記終了位置から前記開始位置へと駆動される、実施態様8に記載の外科用ツール。
（１０）　前記第1の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えることにより、前記発射部材が前記開始位置から前記終了位置に向かって第1の軸線方向に移動し、前記第2の制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えることにより、前記発射部材が前記終了位置から前記開始位置へと、前記第1の方向とは反対の第2の方向に移動し、前記手動で発生した制御運動を前記駆動軸アセンブリに加えることにより、前記発射部材が前記第2の方向に移動する、実施態様8に記載の外科用ツール。
【０２０７】
（１１）　オペレータからの入力によって動作可能であって、ツール駆動アセンブリ上で支持された少なくとも1つの回転可能な本体部分に対して少なくとも1つの回転出力運動を提供するように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結された前記ツール駆動アセンブリを含む、前記ロボットシステムと共に使用される外科用ツールであって、
　選択的に移動可能である少なくとも1つの構成要素部分を備える外科用エンドエフェクタであって、前記少なくとも1つの構成要素部分が、前記選択的に移動可能な構成要素部分に加えられる制御運動に応じて、前記外科用エンドエフェクタの少なくとも1つの他の構成要素部分に対して第1及び第2の位置の間で選択的に移動可能である、外科用エンドエフェクタと、
　前記外科用エンドエフェクタに動作可能に連結され、前記外科用エンドエフェクタの前記少なくとも1つの選択的に移動可能な構成要素部分と動作可能に連通している少なくとも1つの歯車被動部分を備える、細長い軸アセンブリと、
　前記細長い軸アセンブリに動作可能に連結され、前記ツール駆動アセンブリに連結されるとそれと動作可能にインターフェース接続するように構成された、ツール装着部分であって、
　　前記ツール装着部分上で回転可能に支持され、前記ツール駆動アセンブリの前記少なくとも1つの回転可能な本体部分のうち対応する1つと駆動係合して、そこから対応する回転出力運動を受け入れるように構成された、被駆動要素と、
　　前記被駆動要素と動作可能に係合しており、それに対してロボット制御で発生した作動運動を加えて、前記少なくとも1つの歯車被動部分のうち対応する1つによって少なくとも1つの制御運動を前記選択的に移動可能な構成要素に加える、駆動システムと、を備える、ツール装着部分と、を備え、
　前記細長い軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、それに対して手動で

発生した制御運動を選択的に加える、手動作動可能な逆転システムを更に備える、外科用ツール。

（１２） 前記駆動システムが、

前記被駆動要素と駆動係合している回転駆動歯車と、

前記回転駆動歯車と噛合係合している第1の回転被動歯車と、

前記第1の回転被動歯車と噛合係合し、またその噛合係合から外れるように移動するように、前記細長い軸アセンブリの前記回転駆動軸部分に移動可能に装着された第2の回転被動歯車であって、前記手動作動逆転システムが前記第2の回転被動歯車と選択的に動作可能に係合可能であって、前記第2の回転被動歯車を前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外れるように移動させ、前記手動で発生した制御運動を前記第2の回転被動歯車に加える、第2の回転被動歯車と、を備える、実施態様１１に記載の外科用ツール。

（１３） 前記手動作動可能な逆転システムが、

前記第2の回転被動歯車と噛合係合している逆転歯車と、

前記逆転歯車と選択的に噛合係合するように支持されたラチェット歯車であって、前記ラチェット歯車の手動作動によって前記手動で発生した制御運動を前記逆転歯車に加えるようになっている、ラチェット歯車と、を備える、実施態様１２に記載の外科用ツール。

（１４） 前記ラチェット歯車が、作動位置と非作動位置との間で前記逆転歯車に対して選択的に旋回移動するように装着され、それにより、前記逆転歯車が前記非作動位置から前記作動位置へと旋回されると、前記逆転歯車が前記第2の回転被動歯車を軸線方向に付勢して、前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外す、実施態様１３に記載の外科用ツール。

（１５） オペレータからの入力によって動作可能であって回転出力運動をロボット制御で発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む、前記ロボットシステムと共に使用される外科用ツールであって、

前記ロボットシステムの前記ツール駆動アセンブリの対応する部分とインターフェース接続して、前記ロボット制御で発生した回転出力運動をそこから受け入れるように構成された、回転駆動システムと、

前記回転駆動システムと動作可能にインターフェース接続する回転駆動軸アセンブリであって、前記ロボット制御で発生した回転出力運動を前記回転駆動システムから受け入れると共に、前記回転駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続する外科用エンドエフェクタに回転駆動運動を加えるように構成された、回転駆動軸アセンブリと、

前記回転駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、手動で発生した回転駆動運動を前記回転駆動軸アセンブリに選択的に加える、手動作動可能な逆転システムと、を備える、外科用ツール。

【０２０８】

（１６） 前記回転駆動システムが、前記ロボット制御で発生した回転出力運動のうち第1のものを前記駆動軸アセンブリに伝達して、前記駆動軸アセンブリによって前記回転駆動運動のうち第1のものを第1の回転方向に加えるように構成され、前記駆動システムが、前記ロボット制御で発生した回転出力運動のうち第2のものを前記回転駆動軸アセンブリに伝達して、前記回転駆動軸アセンブリによって前記回転駆動運動のうち第2のものを、前記第1の回転方向とは反対の第2の回転方向に加えるように更に構成され、前記手動で発生した制御運動が、前記回転駆動軸アセンブリに前記第2の回転方向に加えられる、実施態様１５に記載の外科用ツール。

（１７） 前記回転駆動システムが、前記ツール駆動アセンブリ上で支持された対応する回転可能な本体部分と動作可能にインターフェース接続して、前記回転出力運動をそこから受け入れるように構成され、前記回転駆動システムが、

前記対応する回転可能な本体部分と動作可能にインターフェース接続する、回転駆動歯車と、

前記回転駆動歯車と噛合係合している第1の回転被動歯車と、

前記第1の回転被動歯車と噛合係合し、またその噛合係合から外れるように移動するように、前記回転駆動軸アセンブリに移動可能に装着された第2の回転被動歯車であって、前記手動作動逆転システムが前記第2の回転被動歯車と選択的に動作可能に係合可能であって、前記第2の回転被動歯車を前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外れるように移動させ、前記手動で発生した回転駆動運動を前記第2の回転被動歯車に加える、第2の回転被動歯車と、を備える、実施態様15に記載の外科用ツール。

（１８）　前記手動作動可能な逆転システムが、

前記第2の回転被動歯車と噛合係合している逆転歯車と、

前記逆転歯車と選択的に噛合係合するように支持されたラチェット歯車であって、前記ラチェット歯車の手動作動によって前記手動で発生した回転駆動運動を前記逆転歯車に加えるようになっている、ラチェット歯車と、を備える、実施態様１７に記載の外科用ツール。

（１９）　前記ラチェット歯車が、作動位置と非作動位置との間で前記逆転歯車に対して選択的に旋回移動するように装着され、それにより、前記逆転歯車が前記非作動位置から前記作動位置へと旋回されると、前記逆転歯車が前記第2の回転被動歯車を軸線方向に付勢して、前記第1の回転被動歯車との噛合係合から外す、実施態様１８に記載の外科用ツール。

（２０）　前記外科用エンドエフェクタが、前記回転駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続すると共に、前記回転駆動軸アセンブリに加えられる前記第1及び第2の回転駆動運動に移動可能に反応する発射要素を備える、実施態様１５に記載の外科用ツール。

【図1】

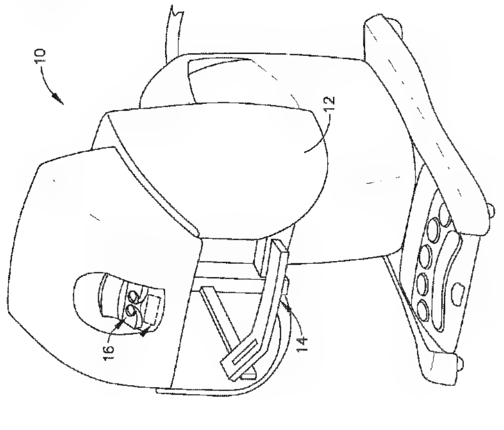


FIG. 1

【図2】

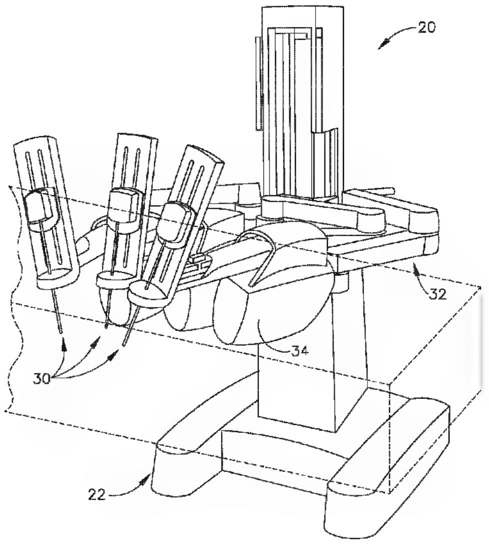


FIG. 2

【図３】

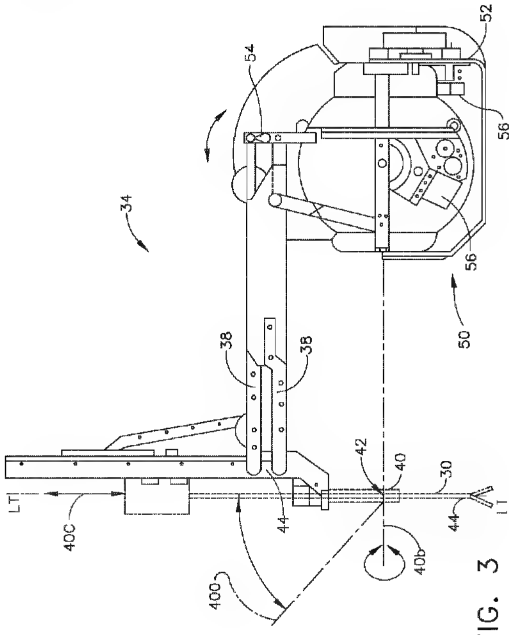


FIG. 3

【図４】

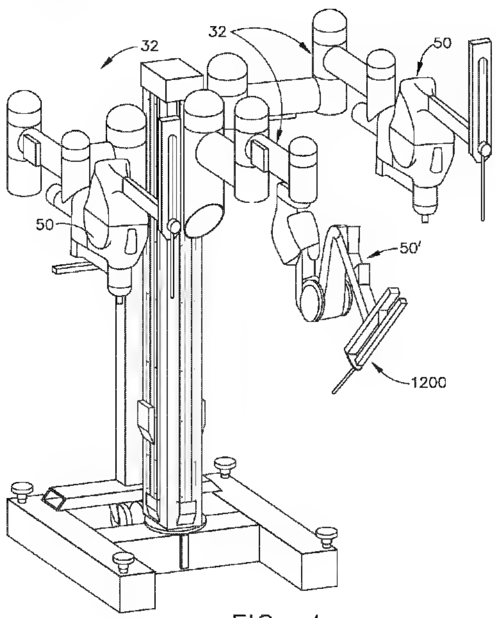


FIG. 4

【図５】

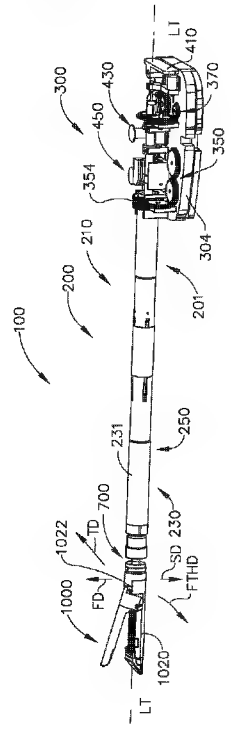


FIG. 5

【図６】

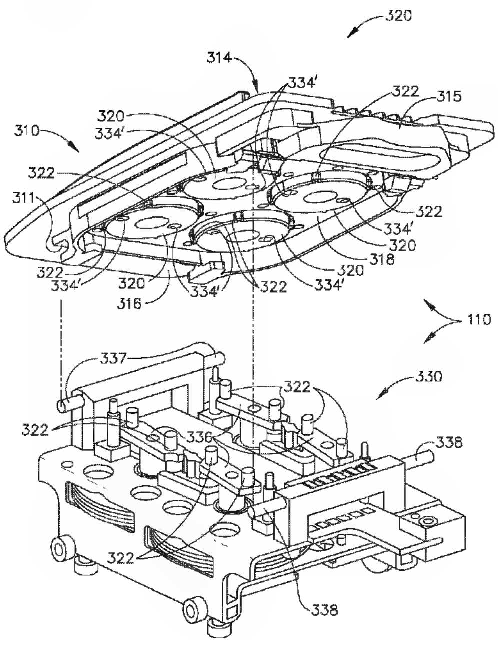


FIG. 6

【図7】

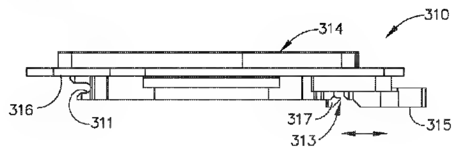


FIG. 7

【図8】

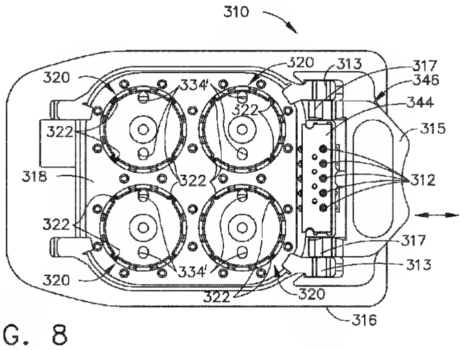


FIG. 8

【図9】

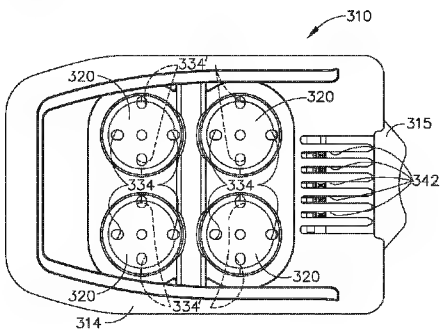


FIG. 9

【図10】

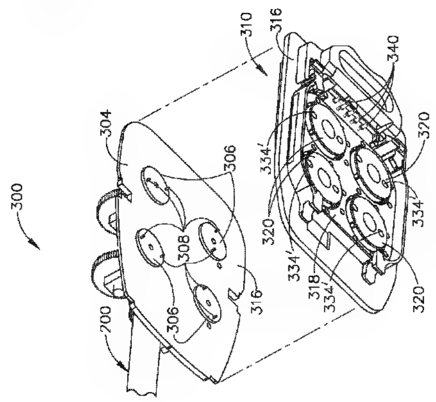


FIG. 10

【図11】

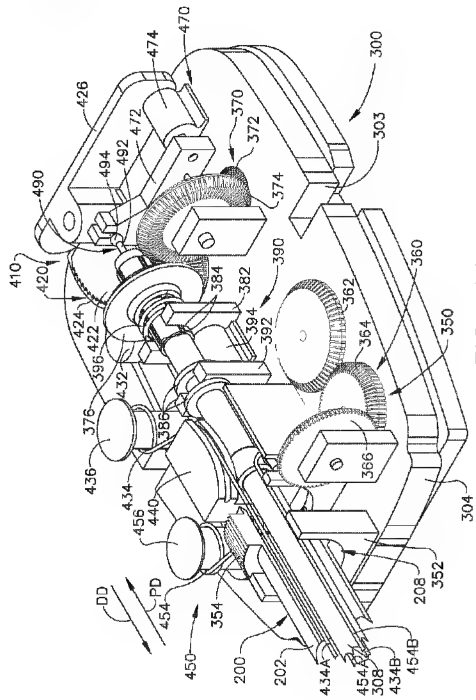


FIG. 11

【図１２】

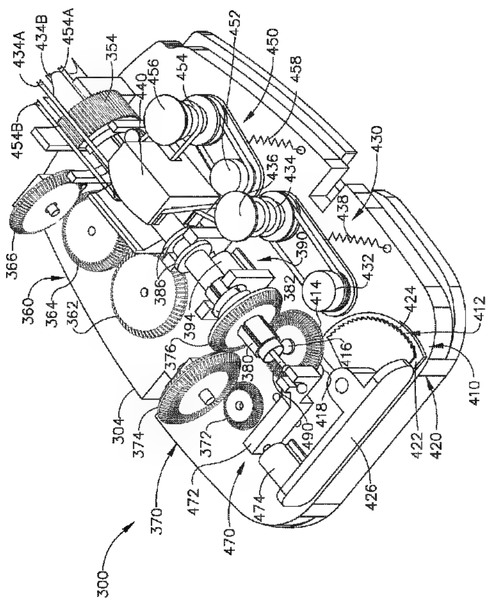


FIG. 12

【図１３】

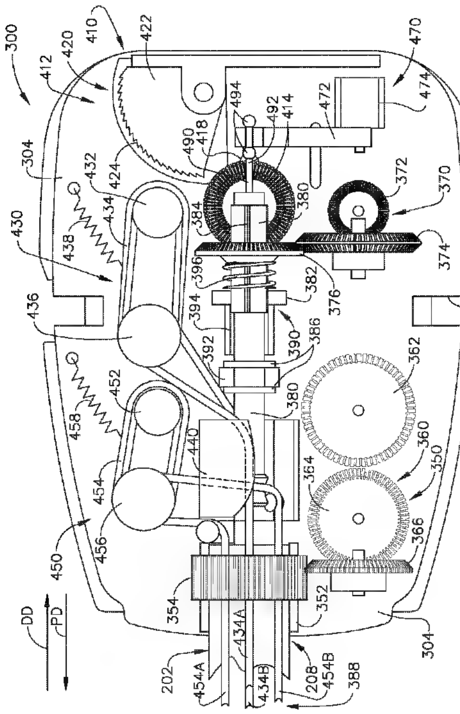


FIG. 13

【図１４】

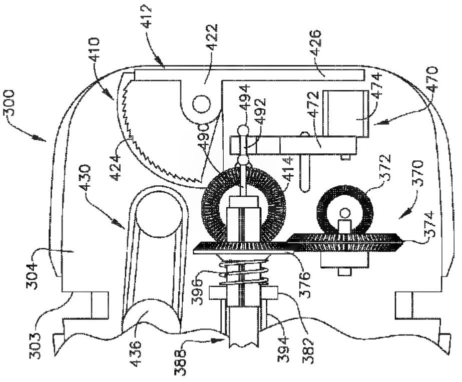


FIG. 14

【図１５】

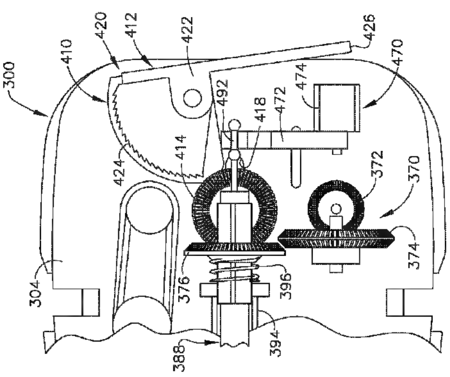


FIG. 15

【図１６】

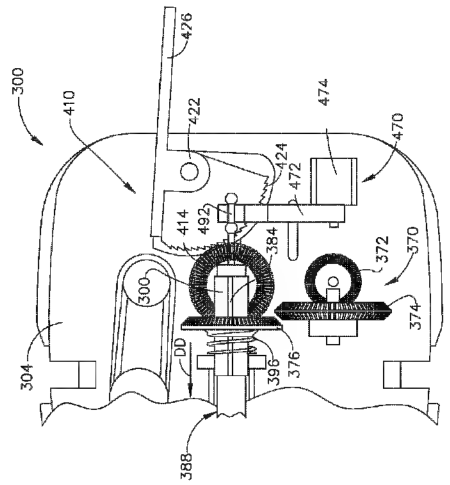


FIG. 16

【図１７】

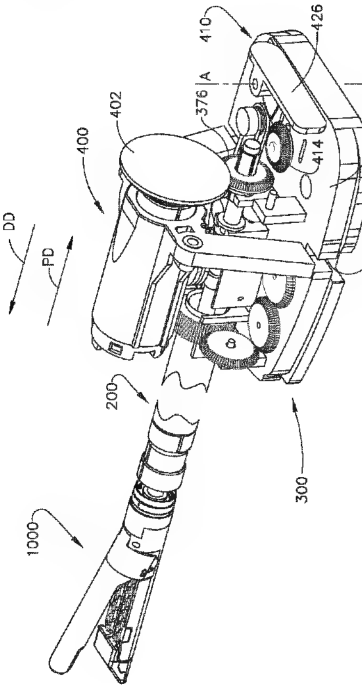


FIG. 17

【図１８】

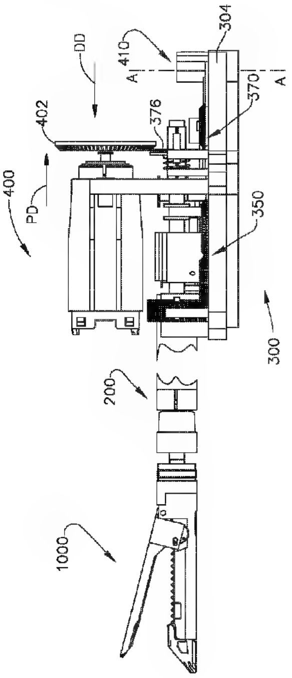


FIG. 18

【図１９】

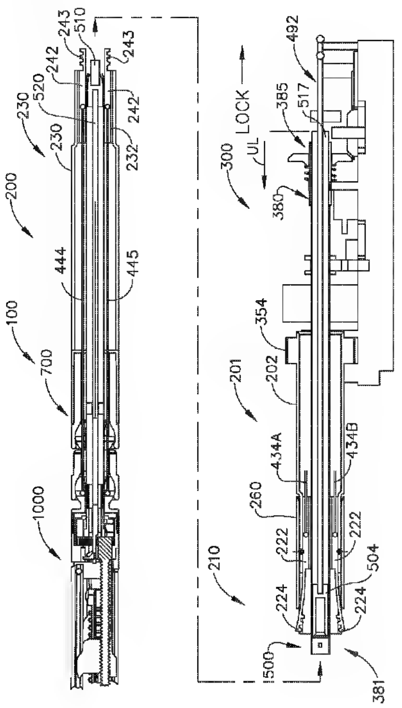


FIG. 19

【図２０】

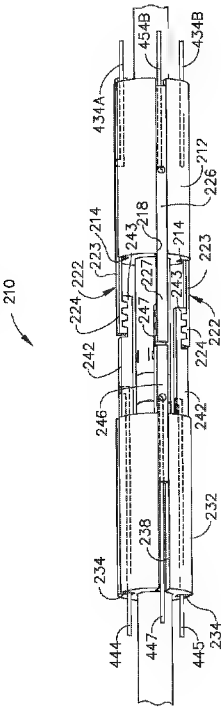


FIG. 20

【図２１】

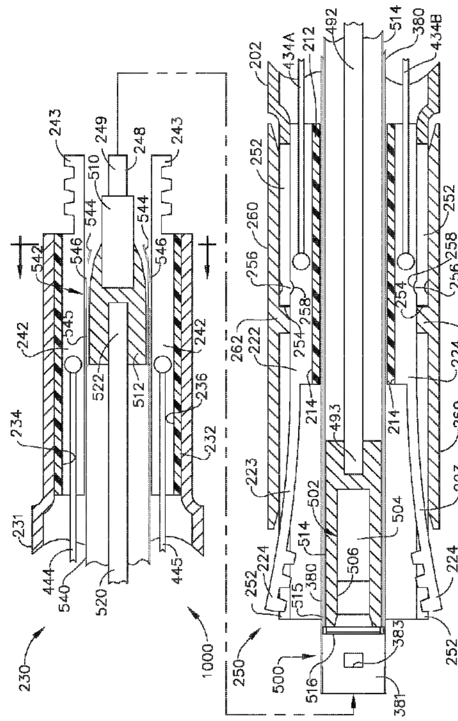


FIG. 21

【図２２】

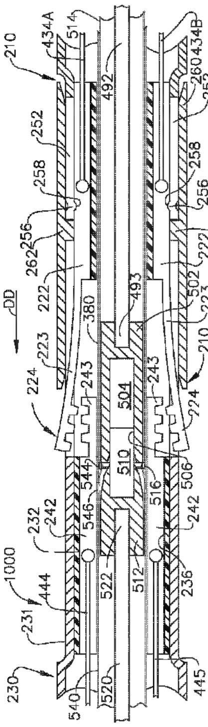


FIG. 22

【図２２Ａ】

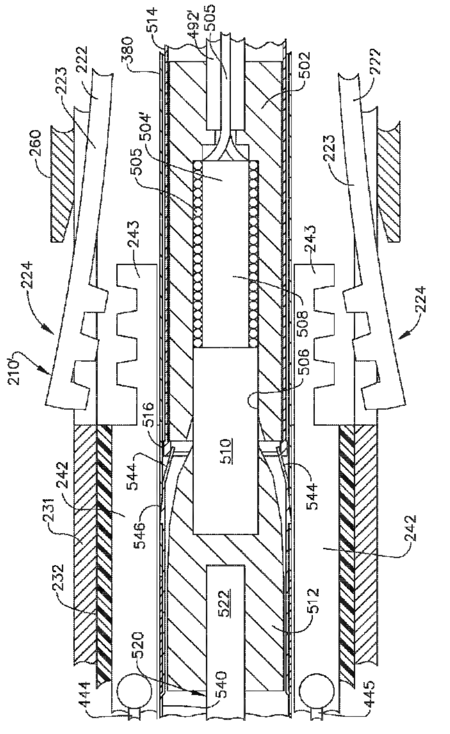


FIG. 22A

【図２３】

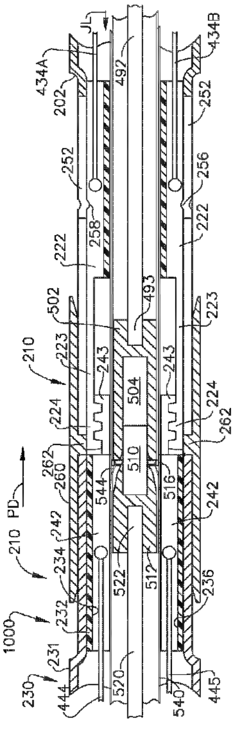


FIG. 23

【図２３Ａ】

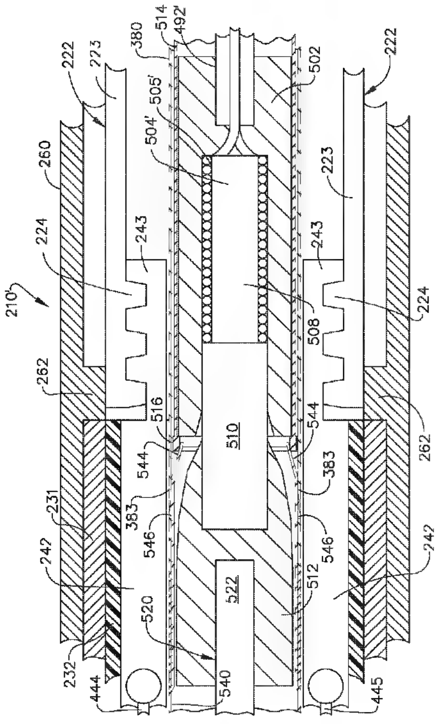


FIG. 23A

【図２３Ｂ】

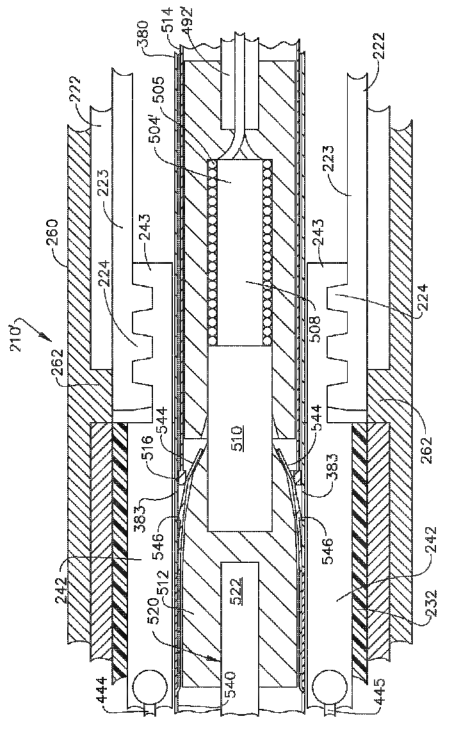


FIG. 23B

【図２４】

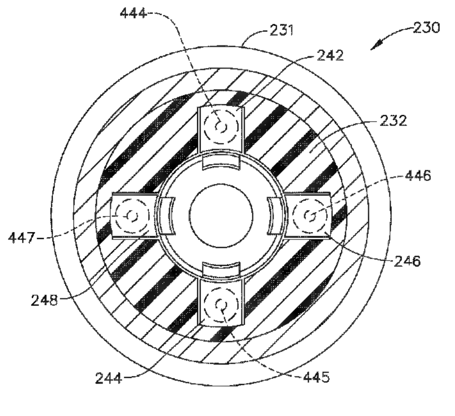


FIG. 24

【図２５】

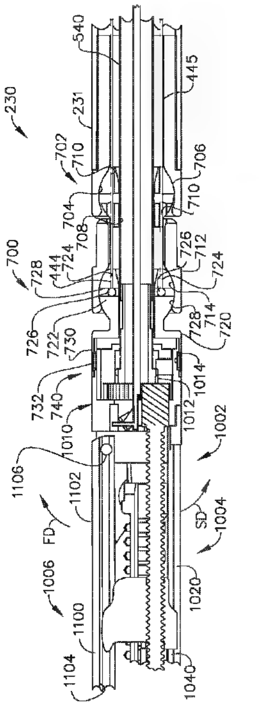


FIG. 25

【図26】

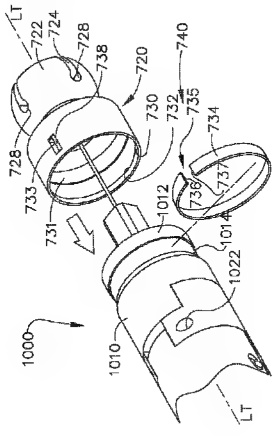


FIG. 26

【図27】

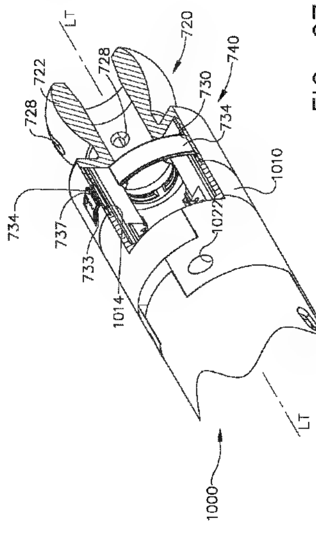


FIG. 27

【図28】

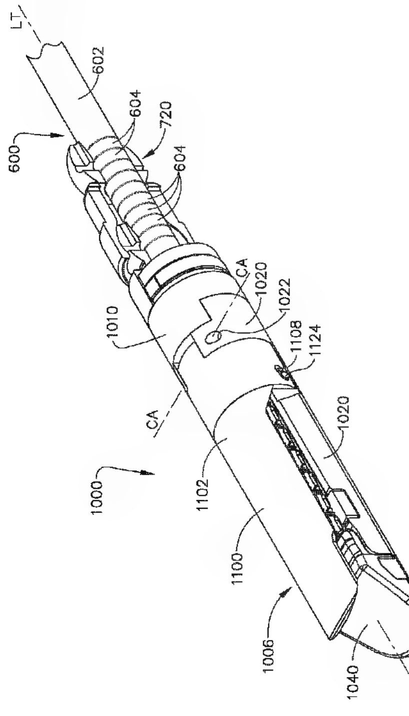


FIG. 28

【図29】

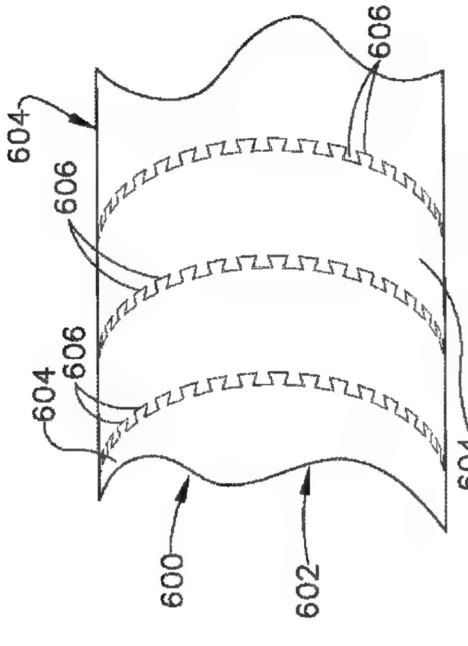


FIG. 29

【図３０】

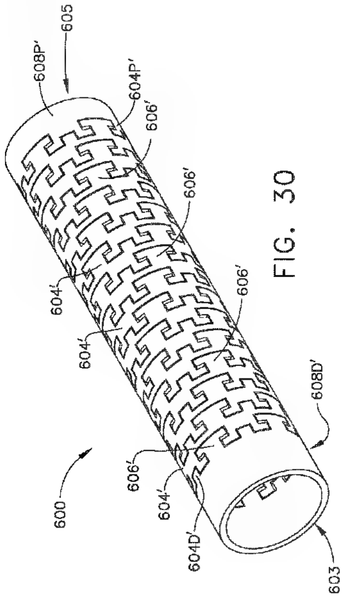


FIG. 30

【図３１】

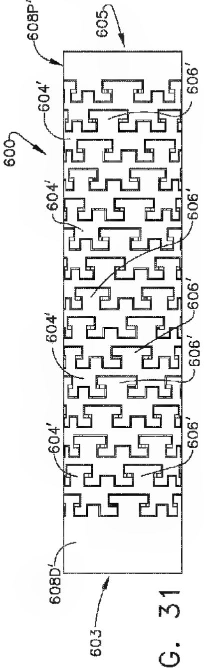


FIG. 31

【図３２】

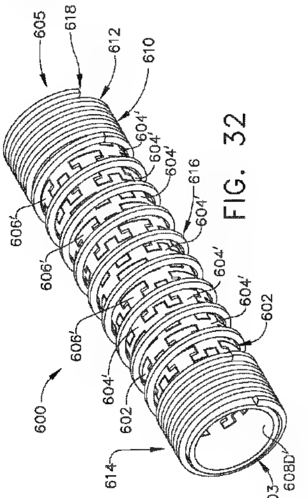


FIG. 32

【図３３】

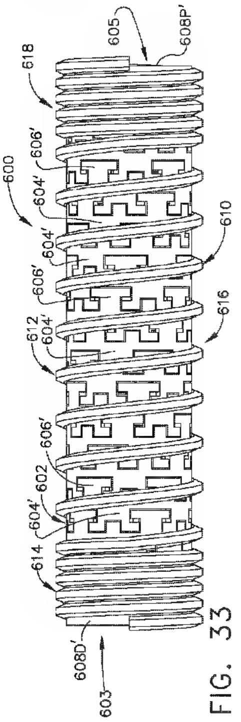


FIG. 33

【図３４】

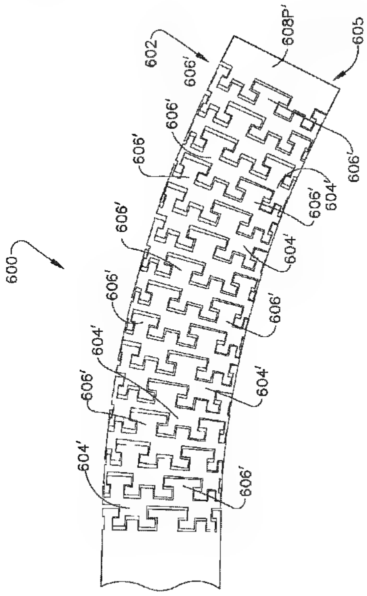


FIG. 34

【図３４Ａ】

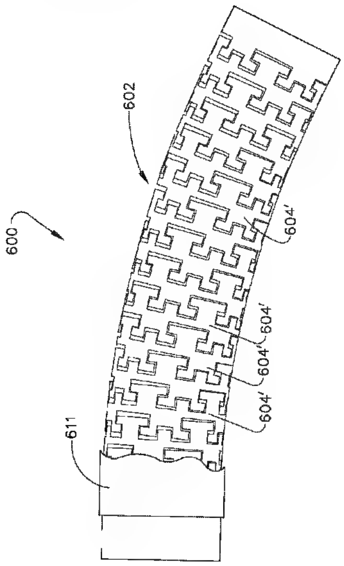


FIG. 34A

【図３４Ｂ】

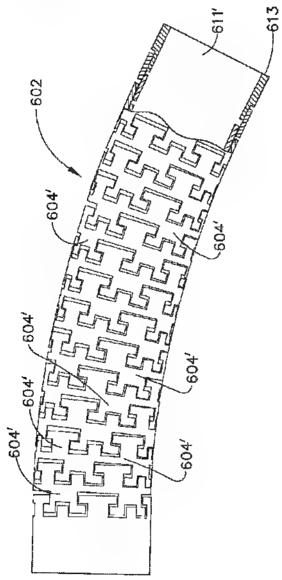


FIG. 34B

【図３５】

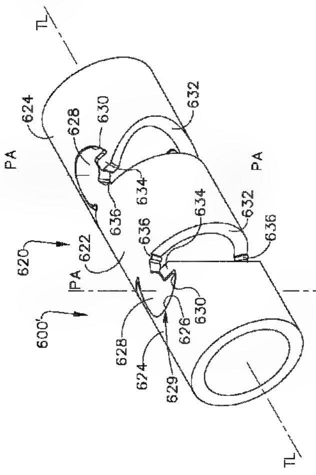


FIG. 35

【図３６】

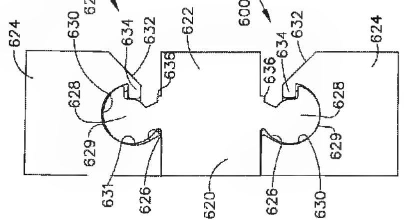


FIG. 36

【図３７】

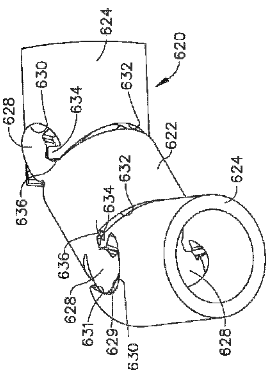


FIG. 37

【図３８】

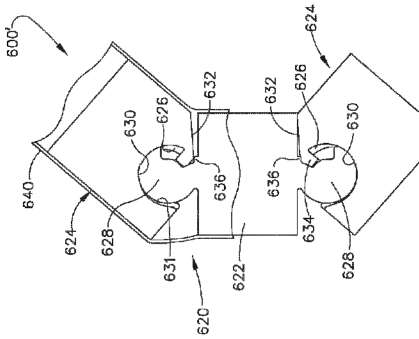


FIG. 38

【図３９】

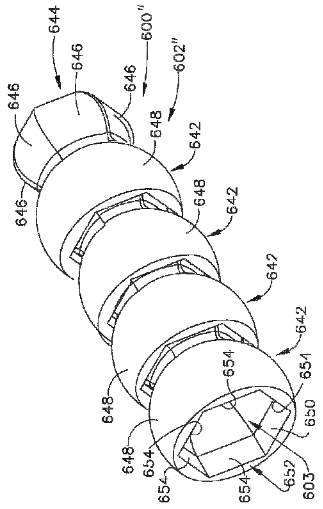


FIG. 39

【図４０】

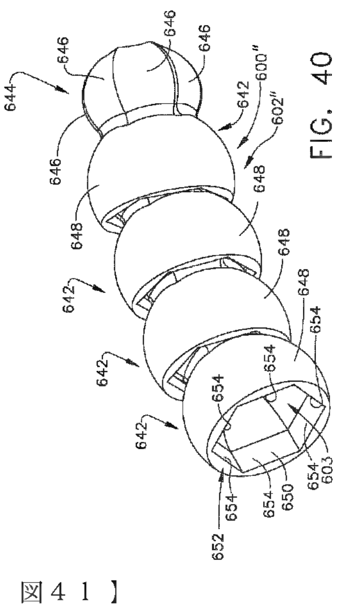


FIG. 40

【図４１】

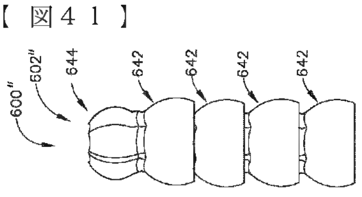


FIG. 41

【図４２】

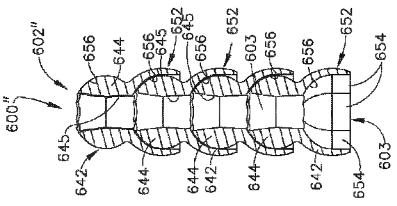


FIG. 42

【図４３】

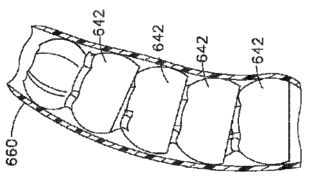


FIG. 43

【図４４】

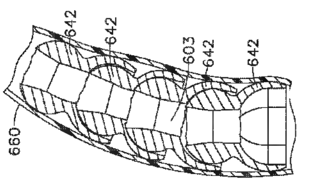


FIG. 44

【図４５】

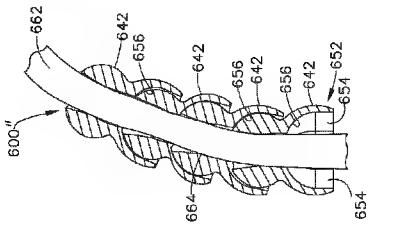


FIG. 45

【図４６】

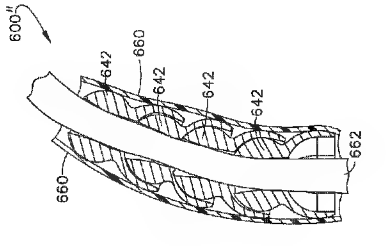


FIG. 46

【図４７】

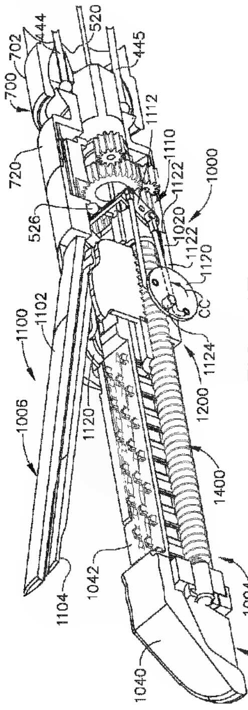


FIG. 47

【図４８】

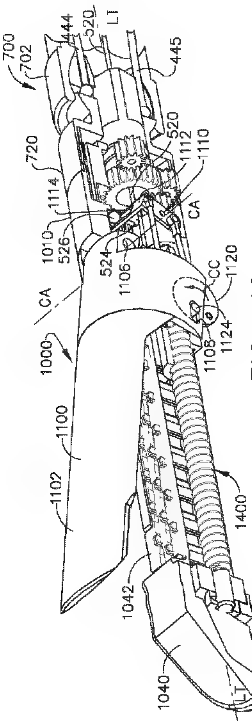


FIG. 48

【図４９】

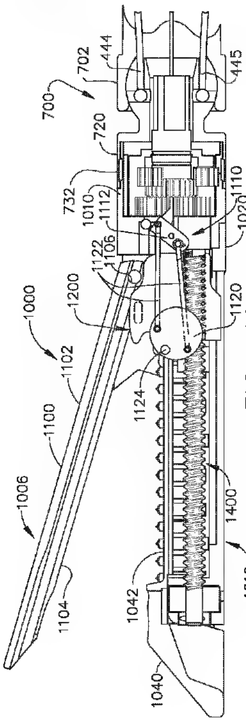


FIG. 49

【図５０】

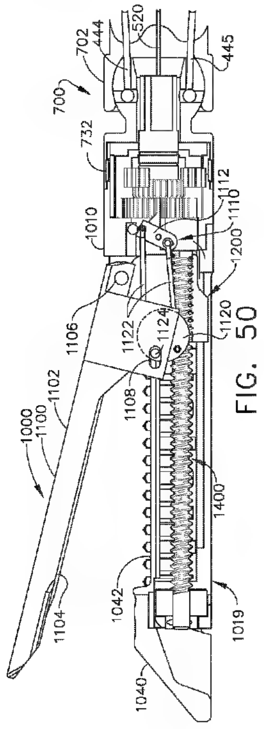


FIG. 50

【図５１】

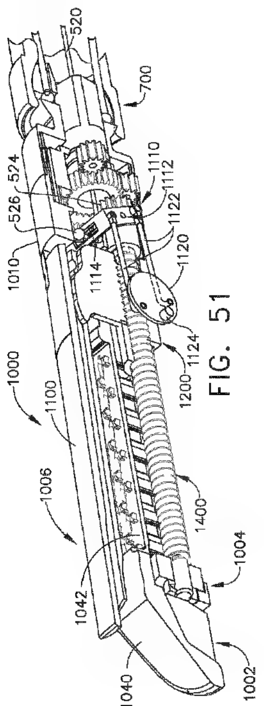


FIG. 51

【図５２】

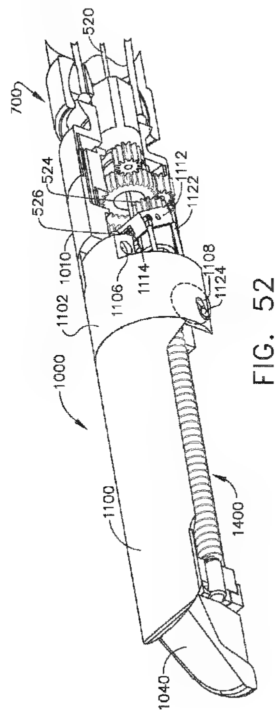


FIG. 52

【図５３】

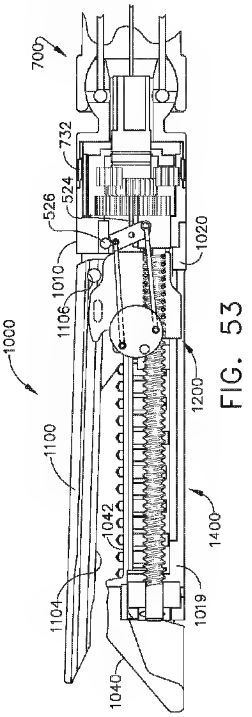


FIG. 53

【図54】

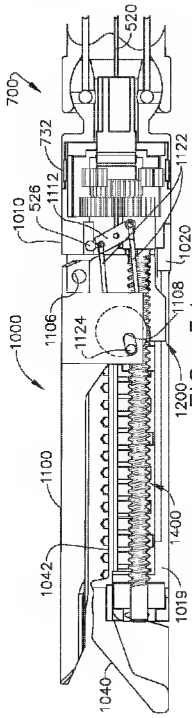


FIG. 54

【図55】

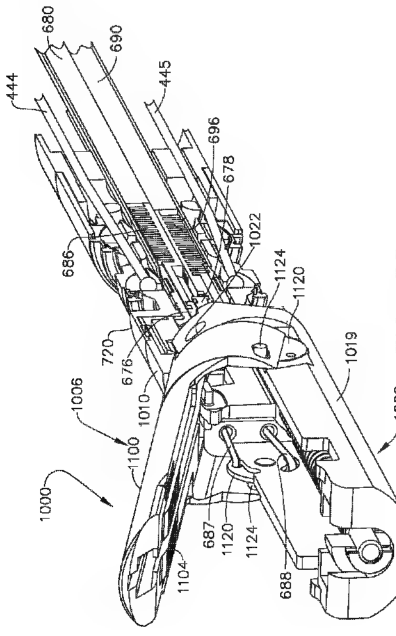


FIG. 55

【図56】

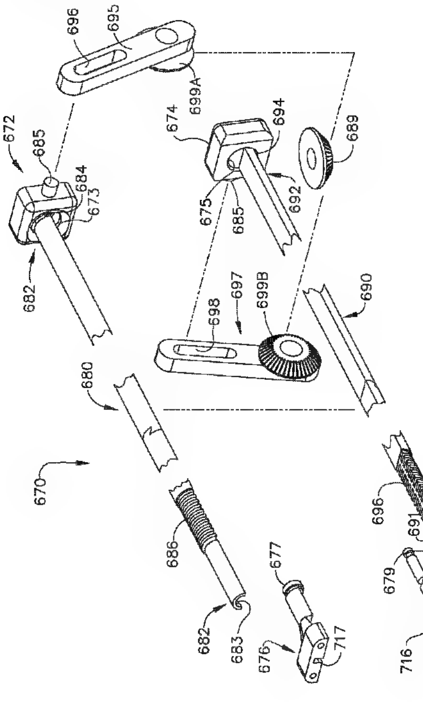


FIG. 56

【図57】

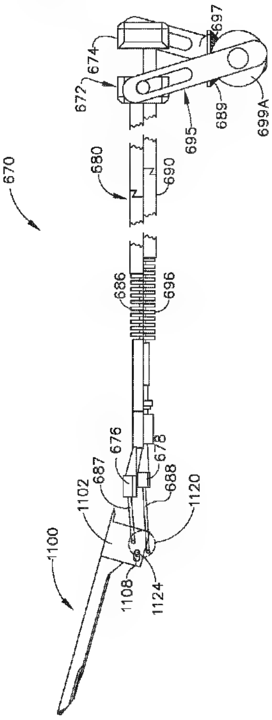


FIG. 57

【図５８】

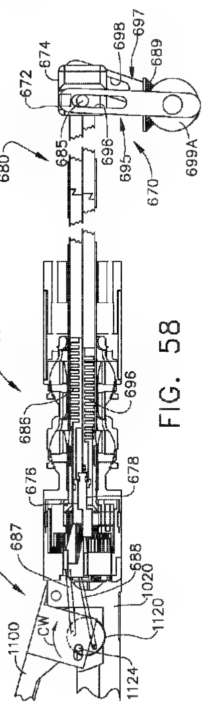


FIG. 58

【図５９】

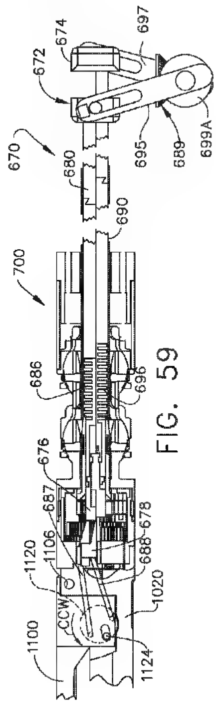


FIG. 59

【図５９Ａ】

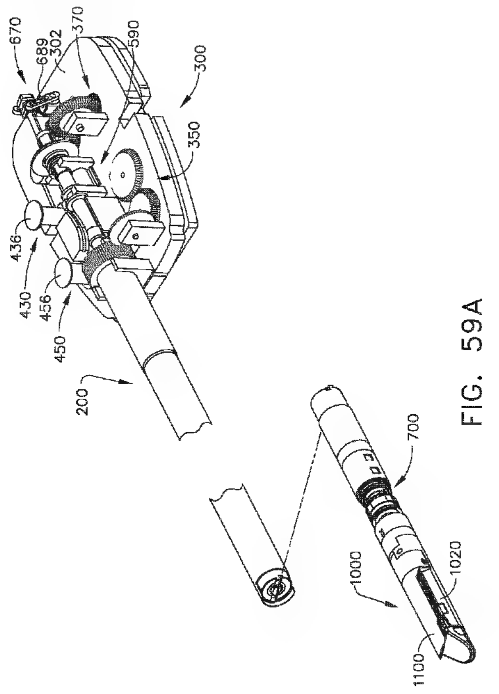


FIG. 59A

【図６０】

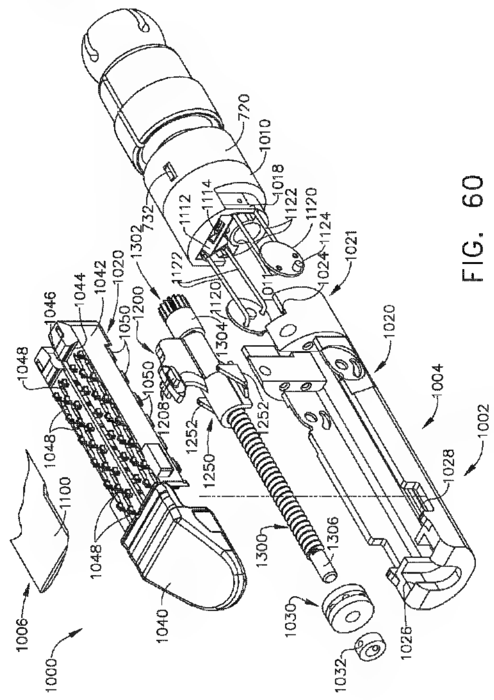


FIG. 60

【図６１】

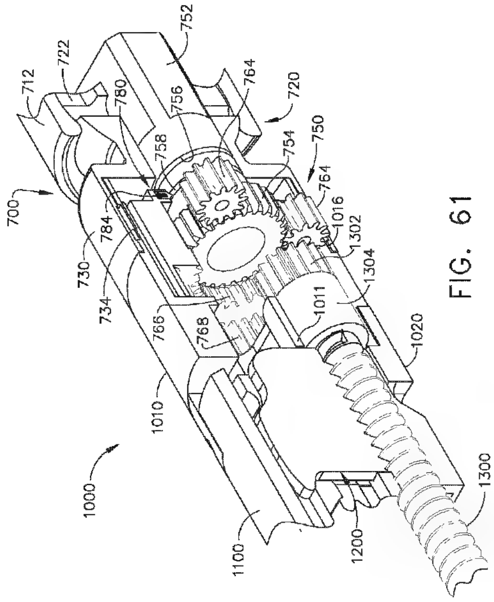


FIG. 61

【図６２】

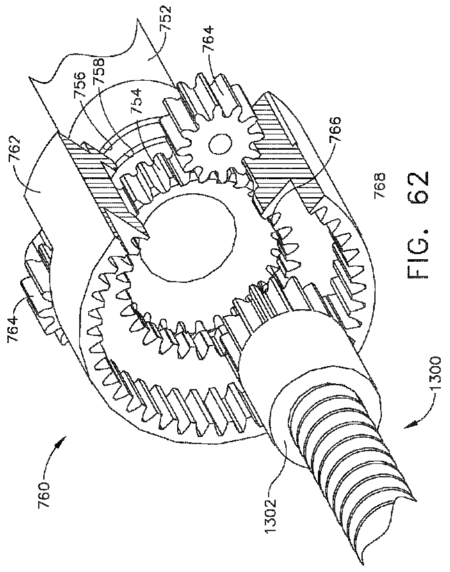


FIG. 62

【図６３】

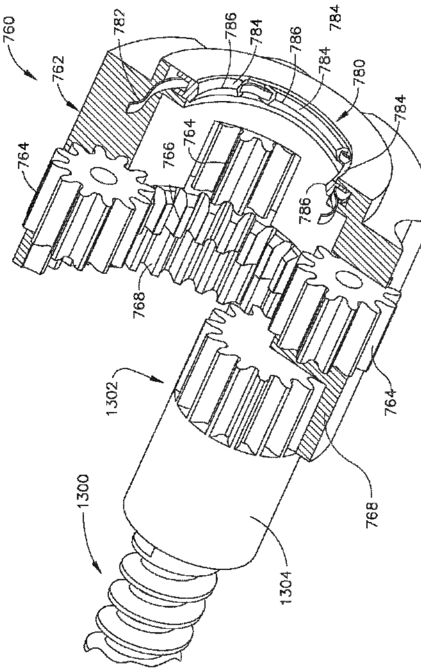


FIG. 63

【図６４】

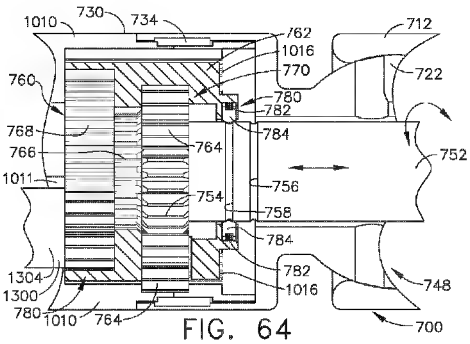


FIG. 64

【図６５】

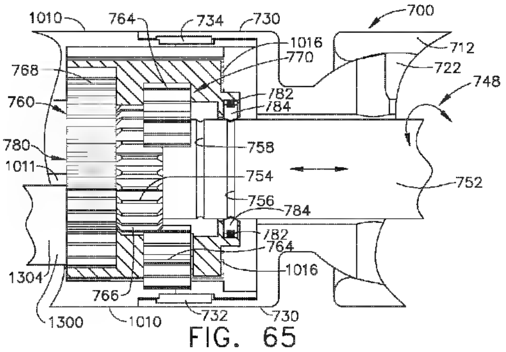


FIG. 65

【図６６】

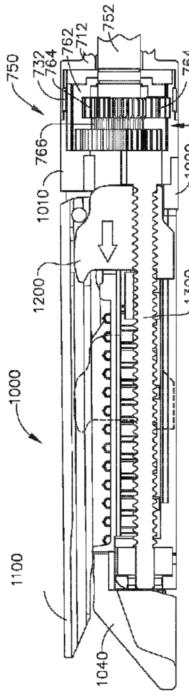


FIG. 66

【図６７】

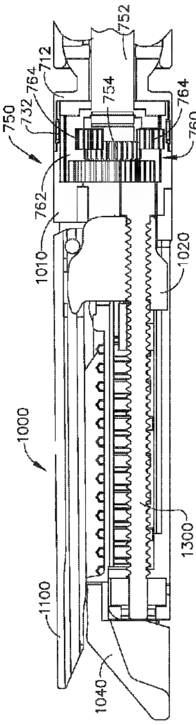


FIG. 67

【図６８】

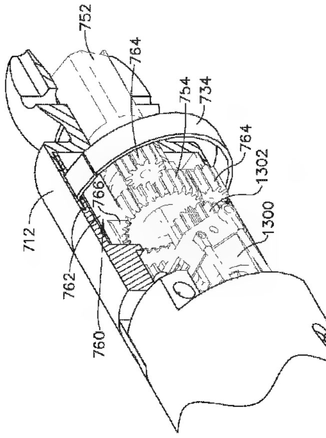


FIG. 68

【図６９】

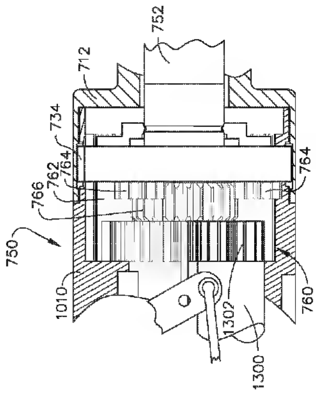


FIG. 69

【図７０】

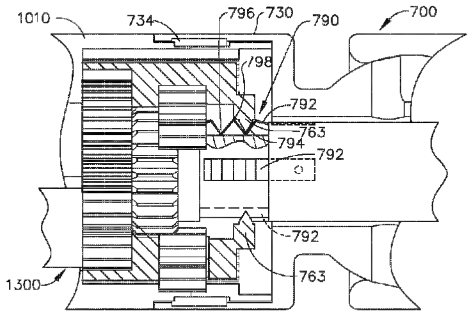


FIG. 70

【図７１】

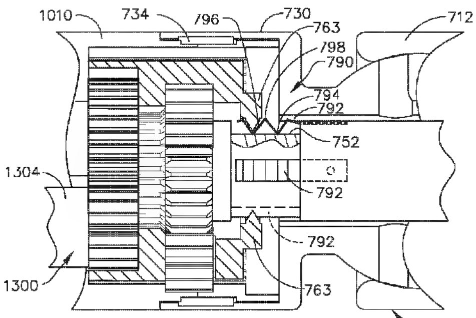


FIG. 71

【図72】

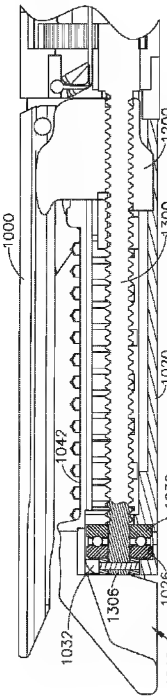


FIG. 72

【図73】

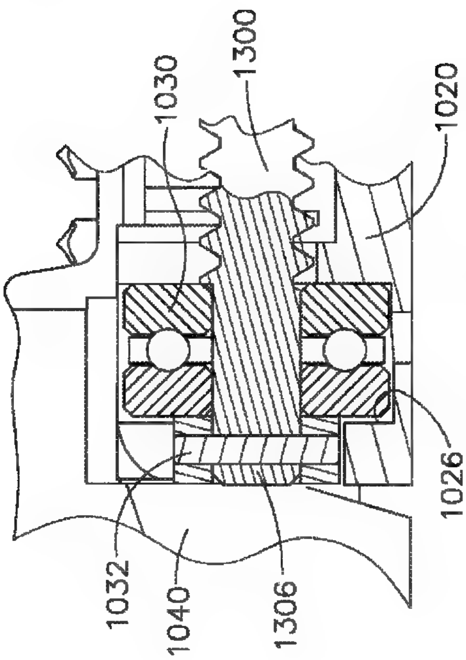


FIG. 73

【図74】

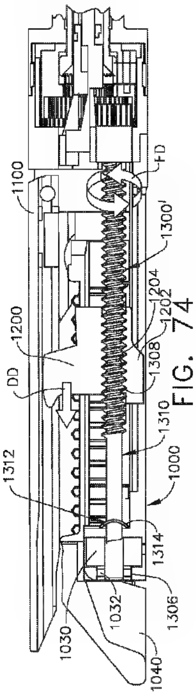


FIG. 74

【図75】

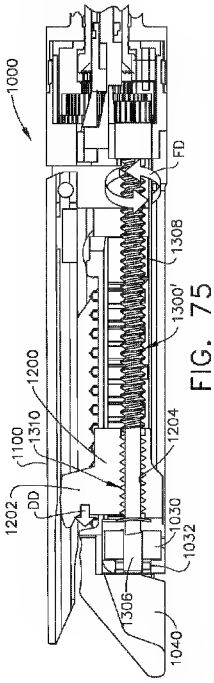


FIG. 75

【図７６】

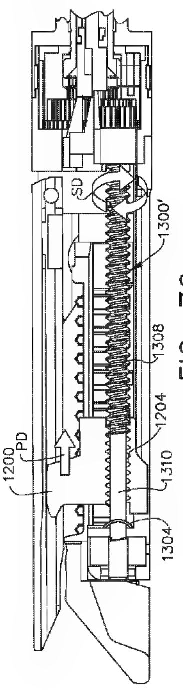


FIG. 76

【図７７】

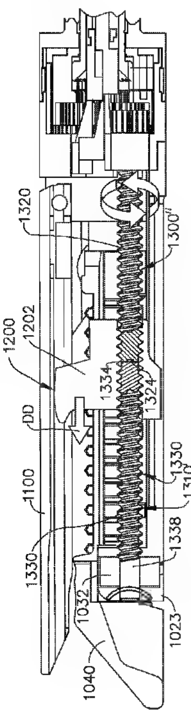


FIG. 77

【図７８】

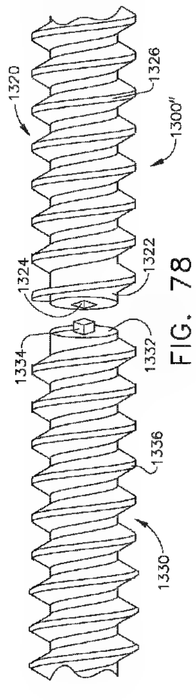


FIG. 78

【図７９】

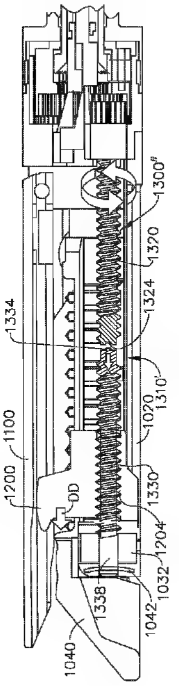


FIG. 79

【図８０】

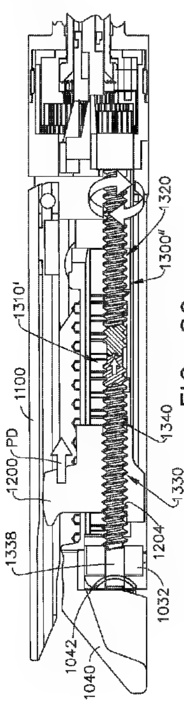


FIG. 80

【図８１】

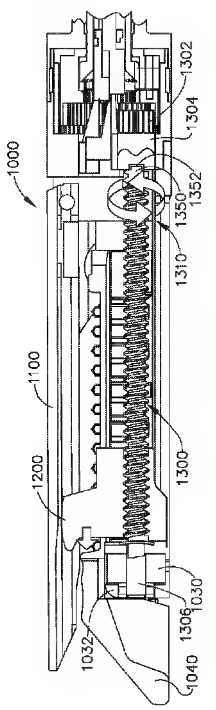


FIG. 81

【図８１Ａ】

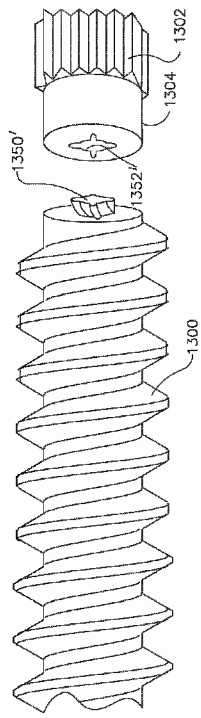


FIG. 81A

【図８１Ｂ】

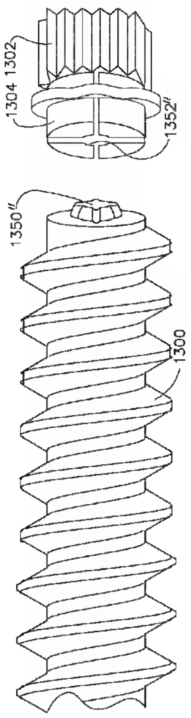


FIG. 81B

【図８２】

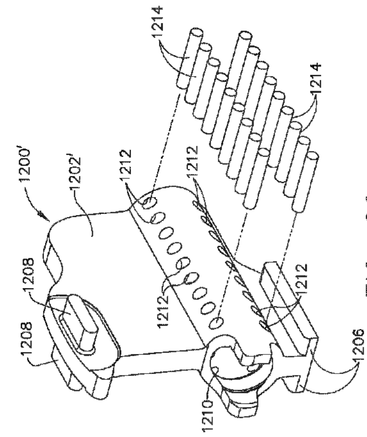


FIG. 82

【図８３】

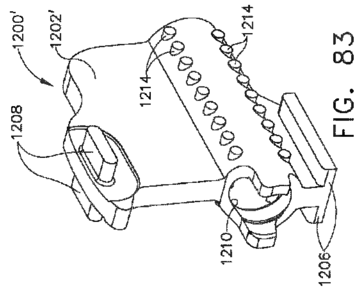


FIG. 83

【図８４】

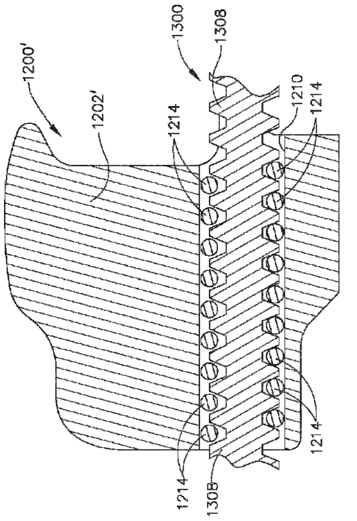


FIG. 84

【図８５】

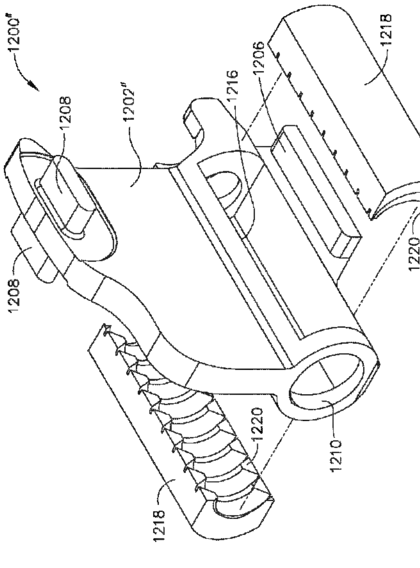


FIG. 85

【図８６】

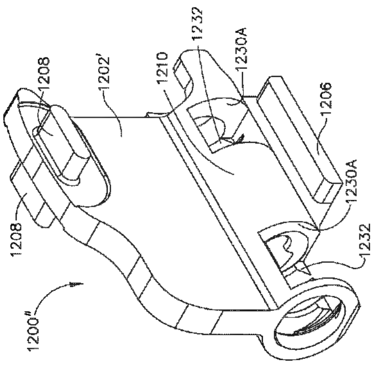


FIG. 86

【図８７】

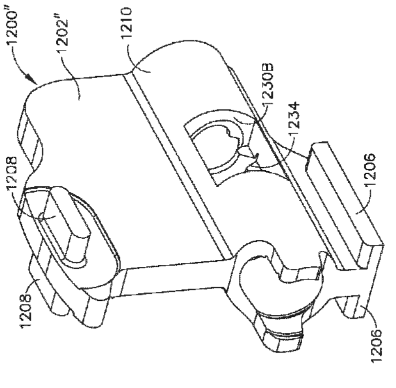


FIG. 87

【図８８】

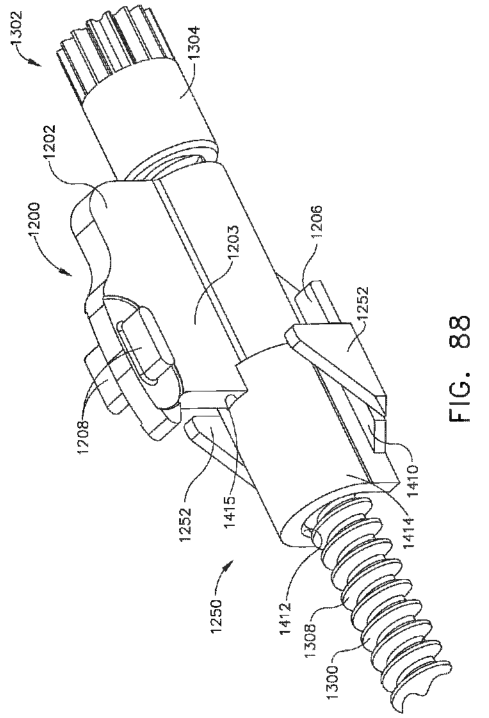


FIG. 88

【図８９】

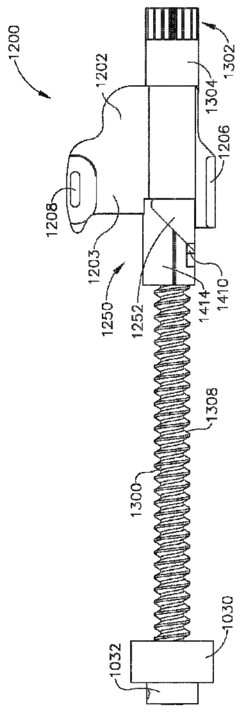


FIG. 89

【図９０】

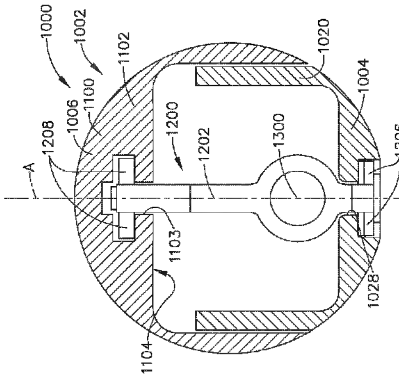


FIG. 90

【図９１】

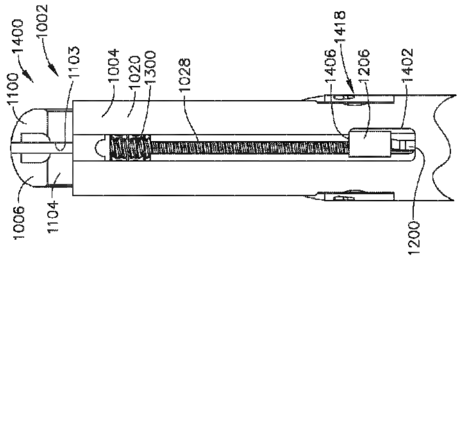


FIG. 91

【図９２】

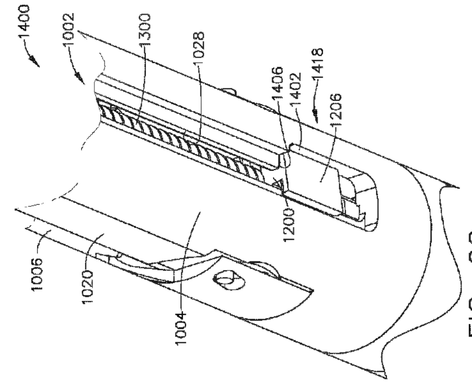


FIG. 92

【図９３】

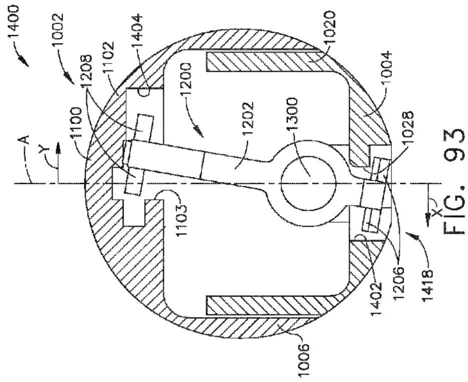


FIG. 93

【図９４】

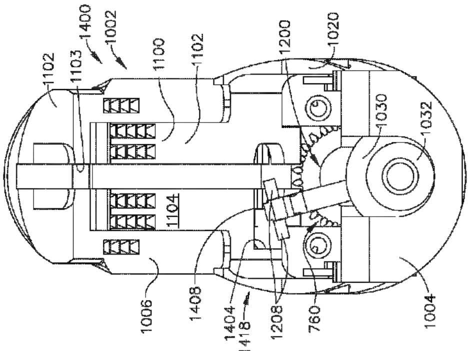


FIG. 94

【図９６】

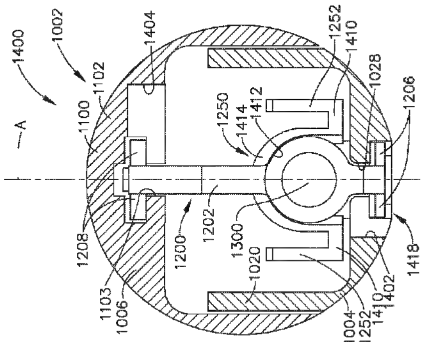


FIG. 96

【図９５】

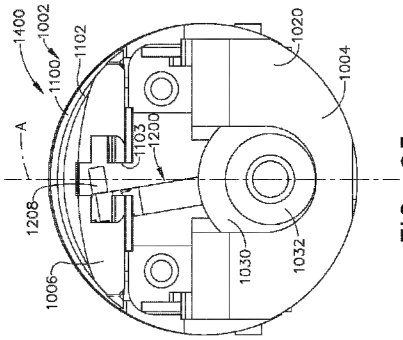


FIG. 95

【図９７】

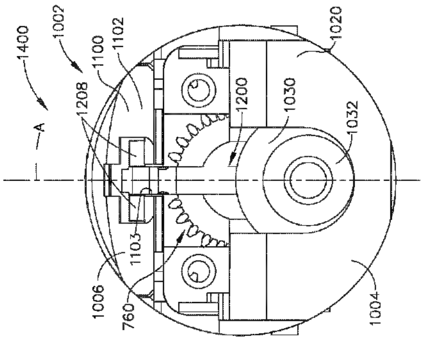


FIG. 97

【図９８】

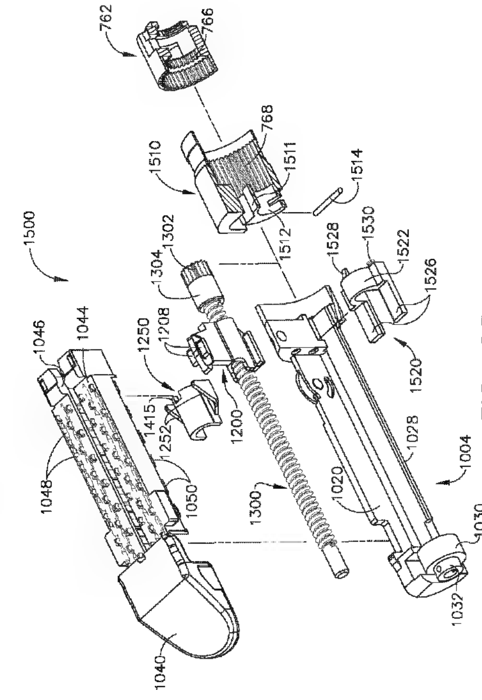


FIG. 98

【図９９】

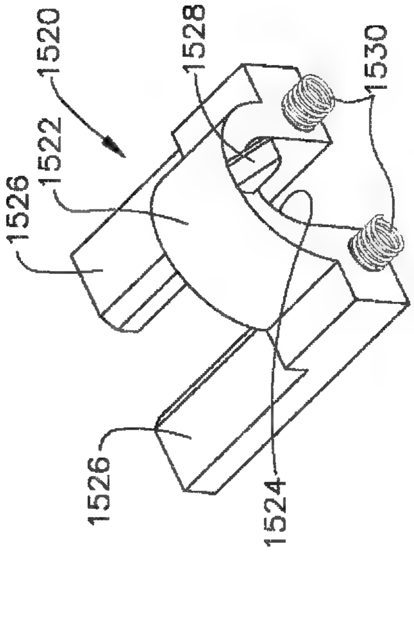


FIG. 99

【図１００】

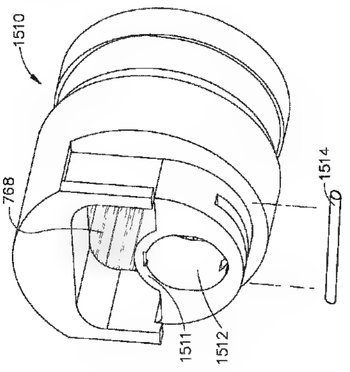


FIG. 100

【図１０１】

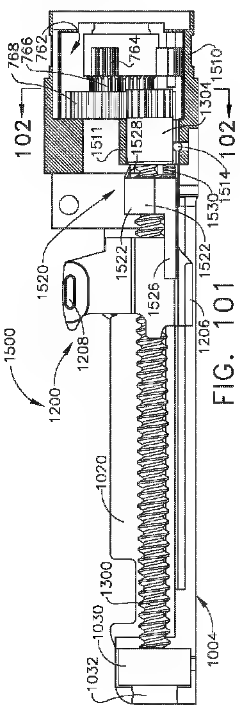


FIG. 101

【図１０２】

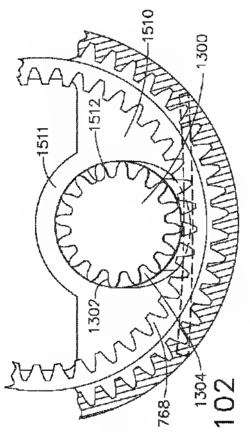


FIG. 102

【図１０３】

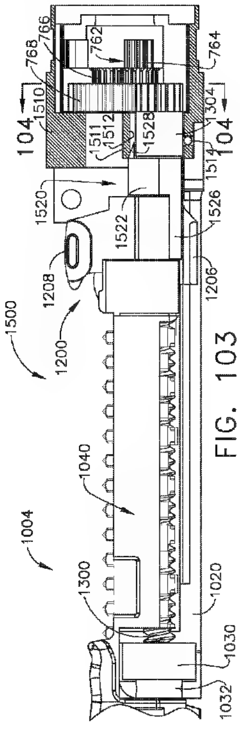


FIG. 103

【図１０４】

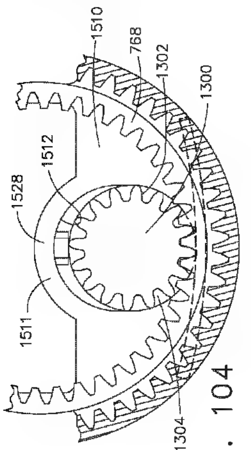


FIG. 104

【図１０５】

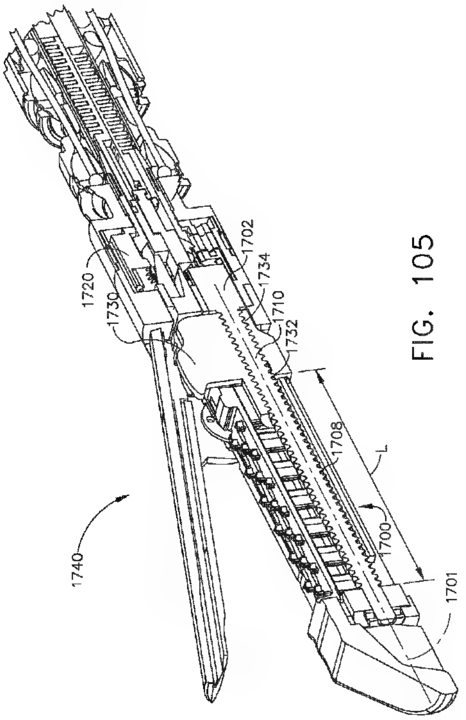


FIG. 105

【図１０６Ａ】

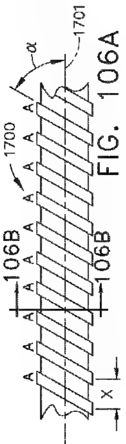


FIG. 106A

【図１０６Ｂ】

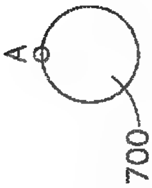


FIG. 106B

【図１０７Ａ】

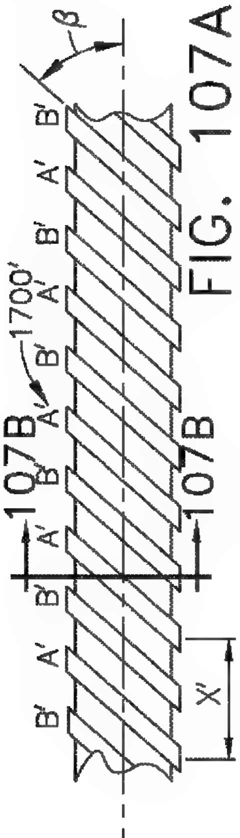


FIG. 107A

【図１０７Ｂ】

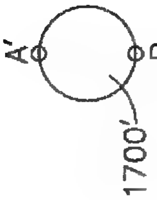


FIG. 107B

【図１０８Ａ】

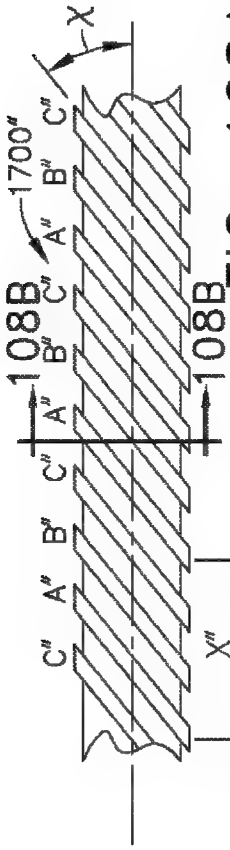


FIG. 108A

【図１０８Ｂ】

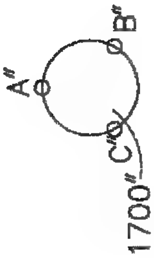


FIG. 108B

【図１０９Ａ】

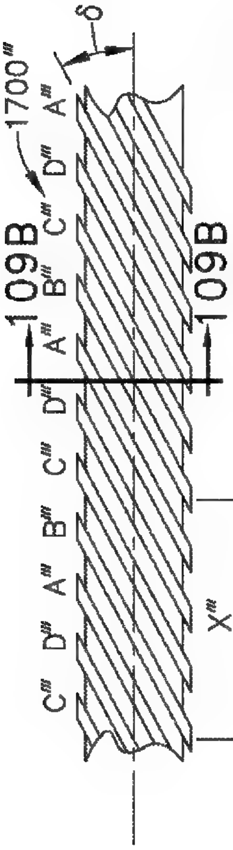


FIG. 109A

【図１０９Ｂ】

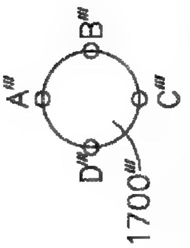


FIG. 109B

【図１１０】

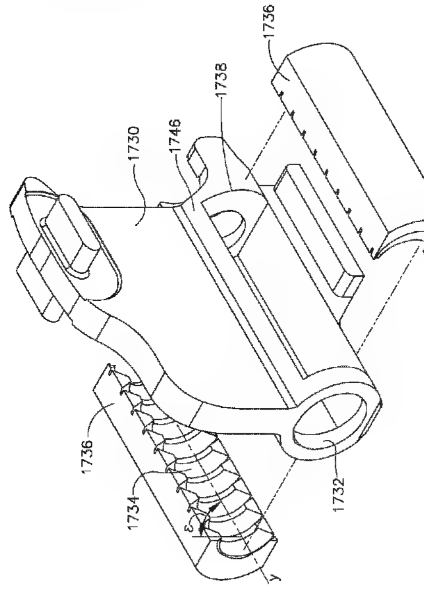


FIG. 110

【図１１１】

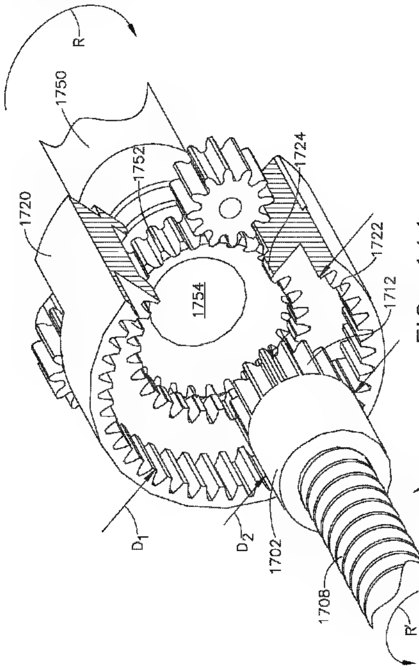


FIG. 111

【図１１２】

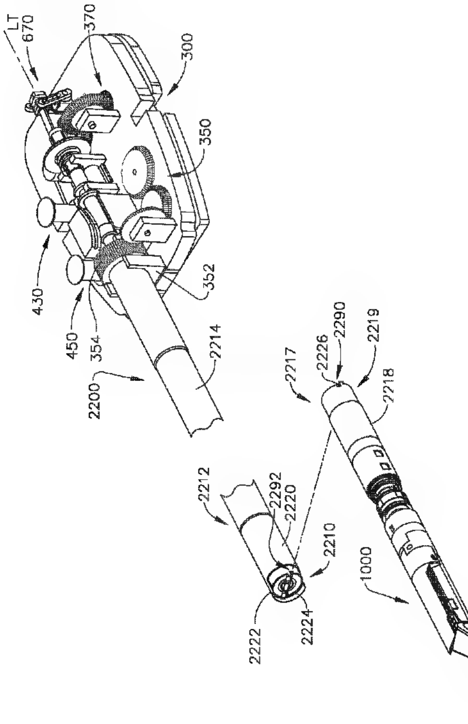


FIG. 112

【図１１２Ａ】

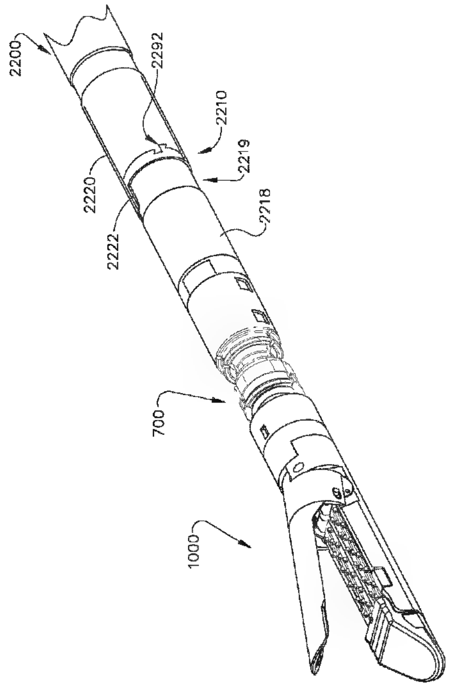


FIG. 112A

【図１１３】

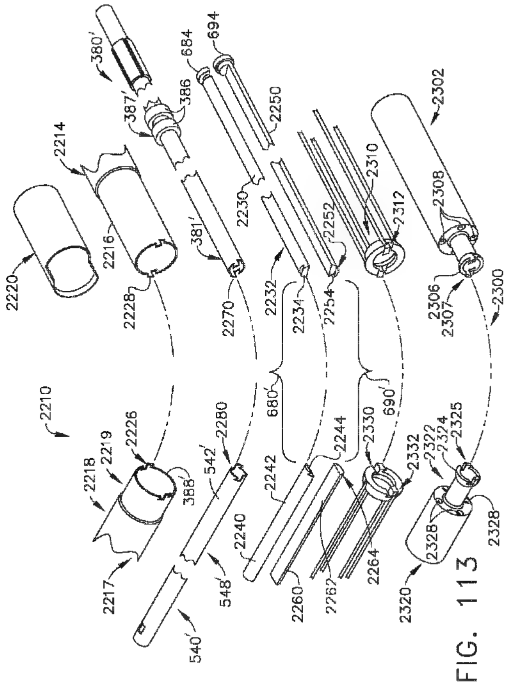


FIG. 113

【図１１４】

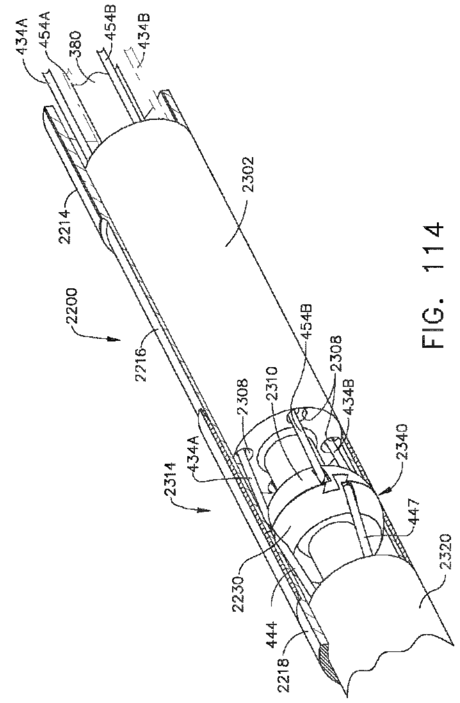


FIG. 114

【図１１５】

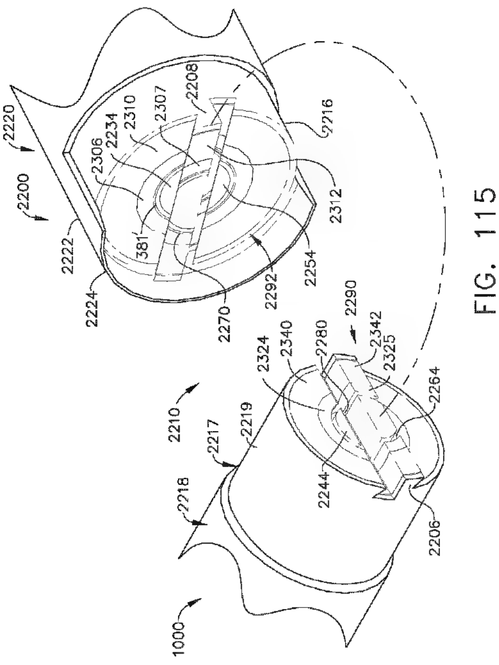


FIG. 115

【図１１６】

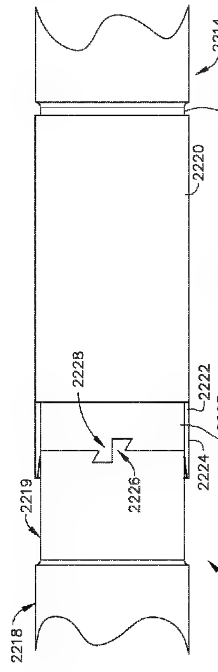


FIG. 116

【図１１７】

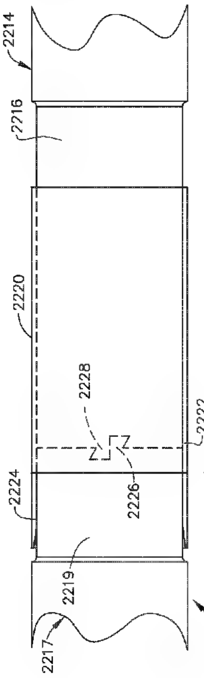


FIG. 117

【図１１８】

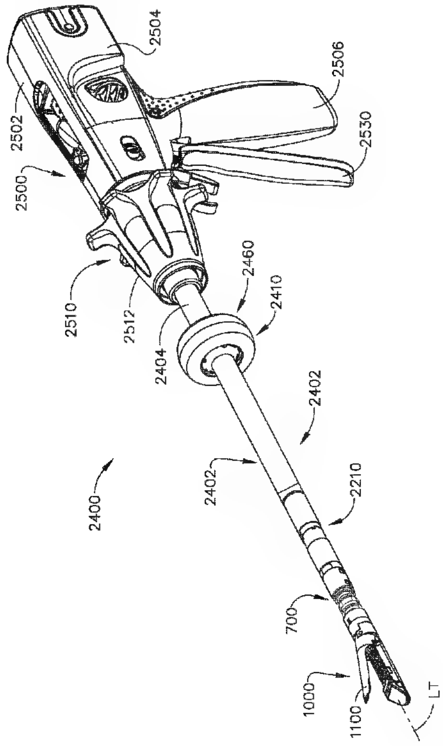


FIG. 118

【図１１９】

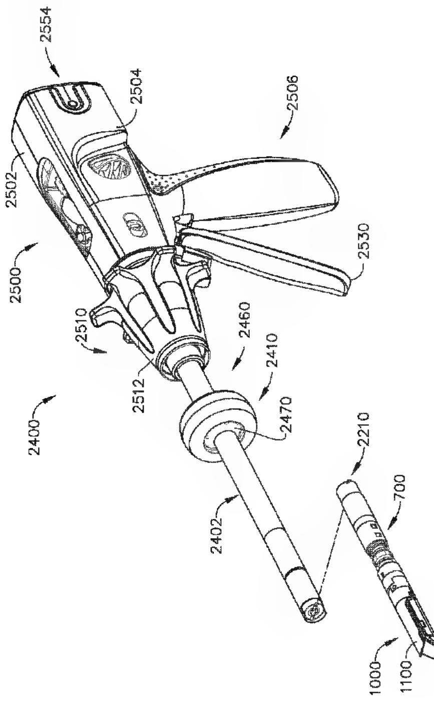


FIG. 119

【図１２０】

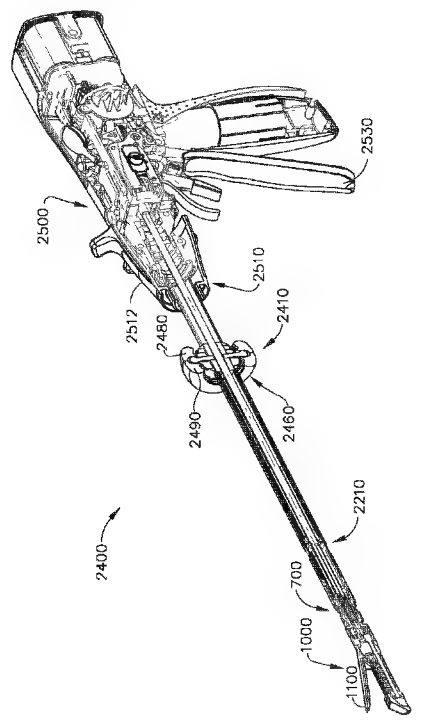


FIG. 120

【図１２１】

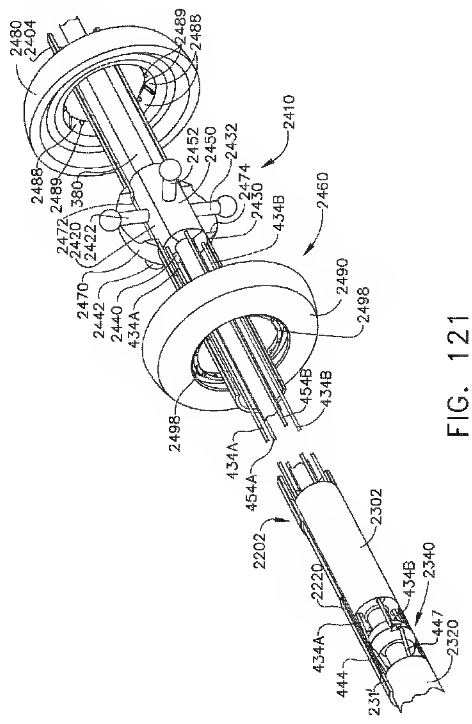


FIG. 121

【図１２２】

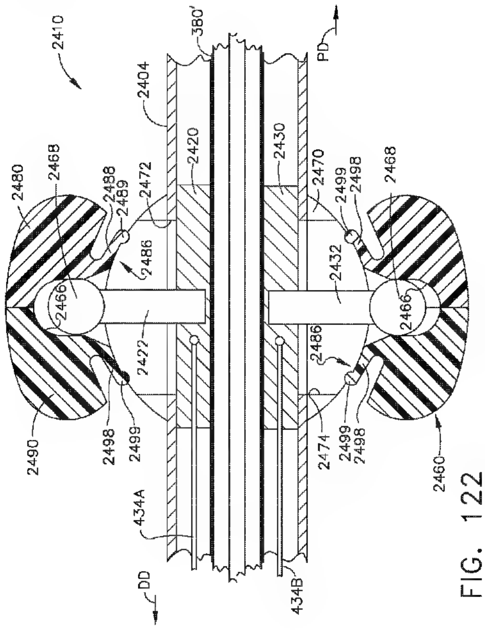


FIG. 122

【図１２３】

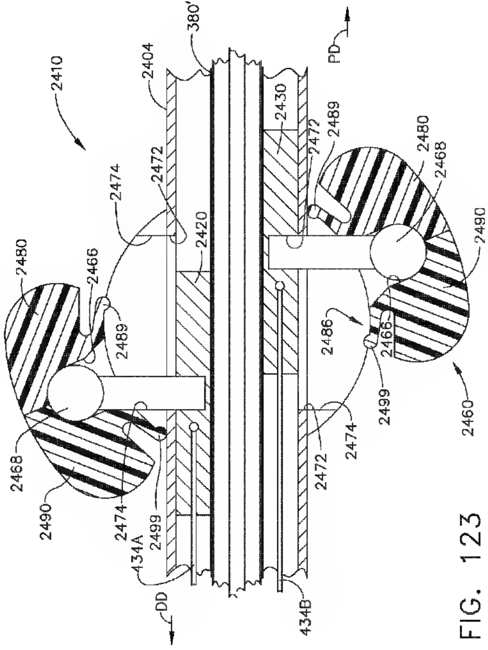


FIG. 123

【図１２４】

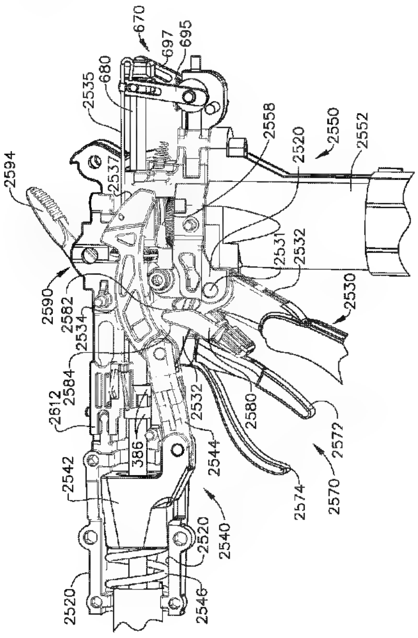


FIG. 124

【図１２５】

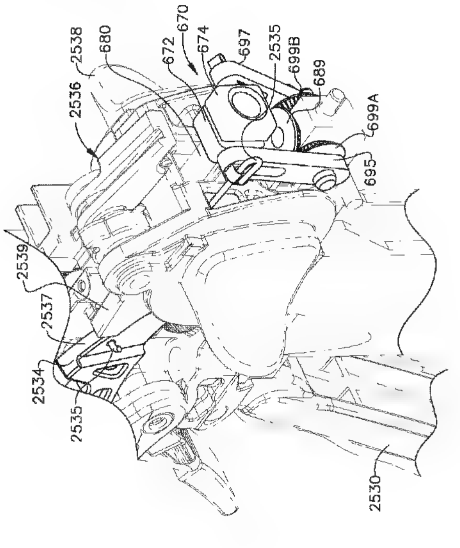


FIG. 125

【図１２６】

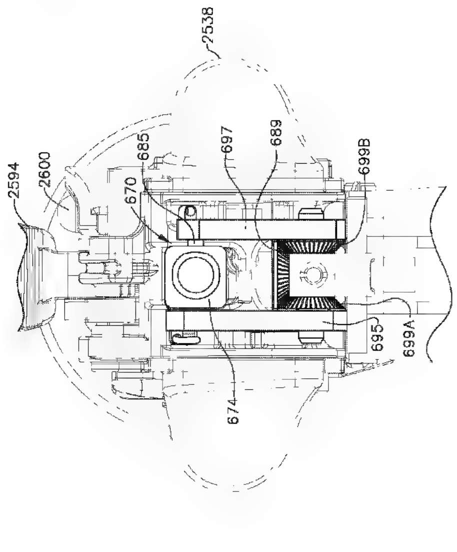


FIG. 126

【図１２７】

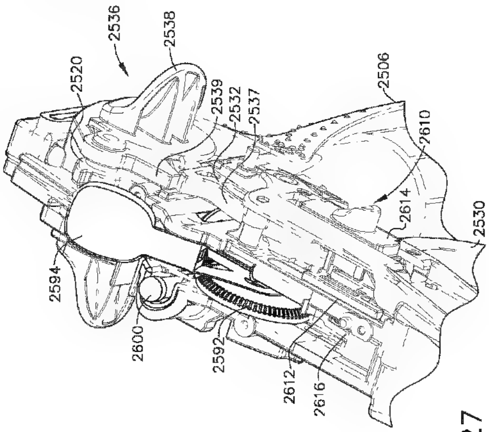


FIG. 127

【図１２８】

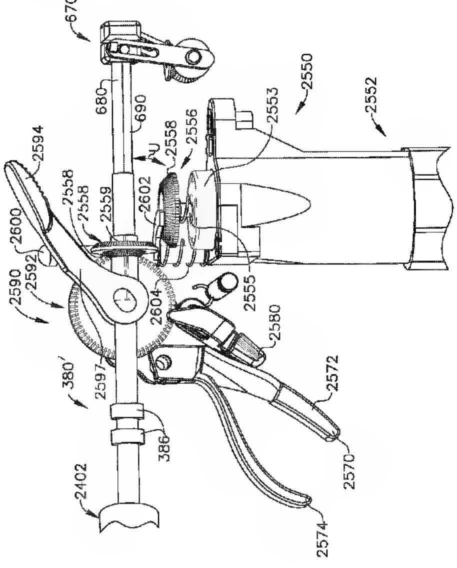


FIG. 128

【図１２９】

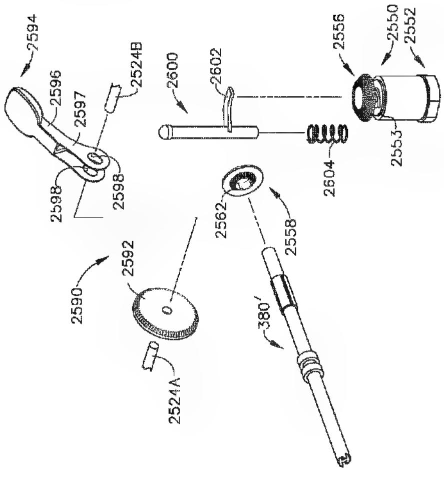


FIG. 129

【図１３０】

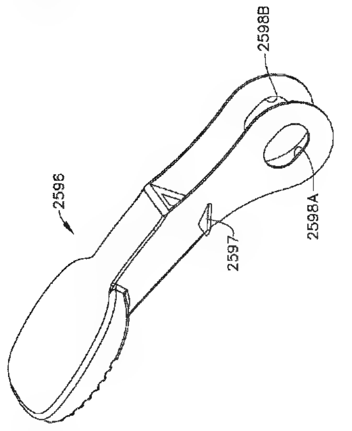


FIG. 130

【図１３１】

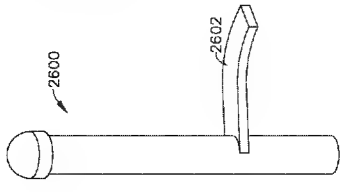


FIG. 131

【図１３２】

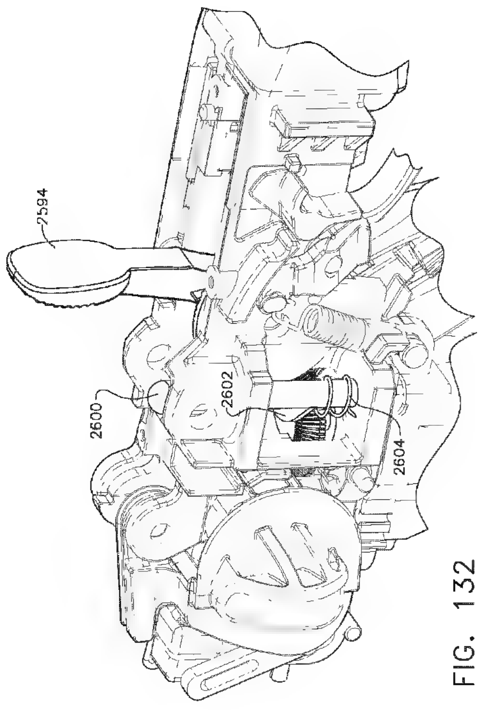


FIG. 132

【図１３３】

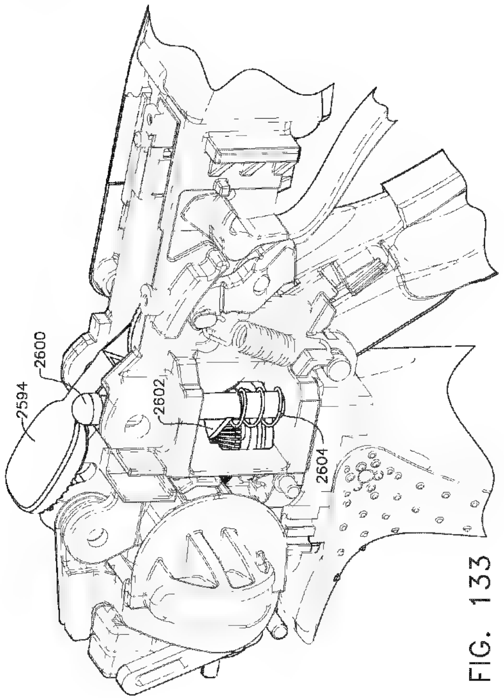


FIG. 133

【図１３４】

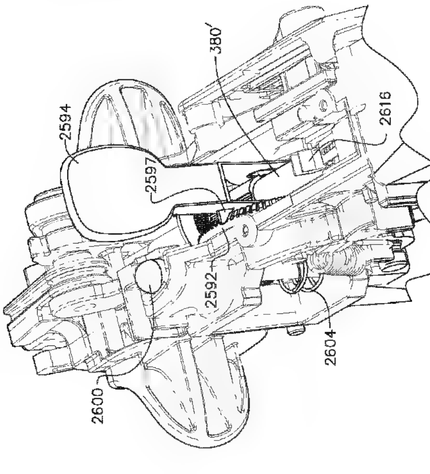


FIG. 134

【図１３５】

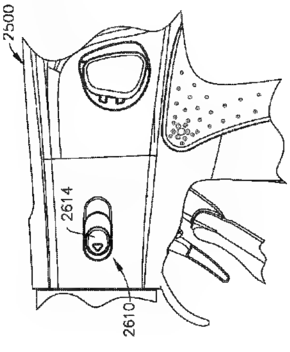


FIG. 135

【図１３６】

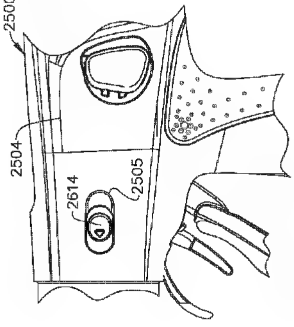


FIG. 136

【図１３７】

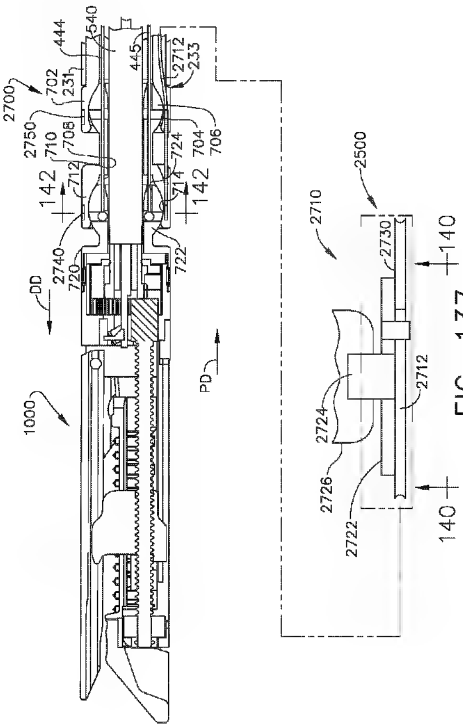


FIG. 137

【図138】

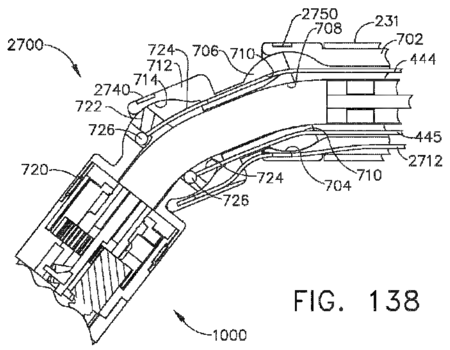


FIG. 138

【図139】

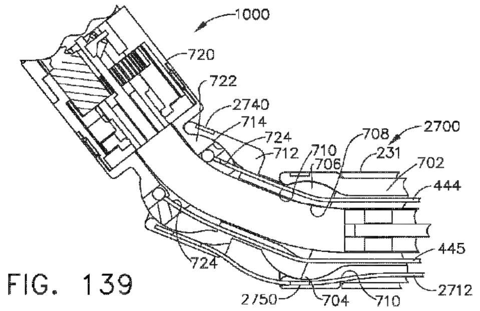


FIG. 139

【図140】

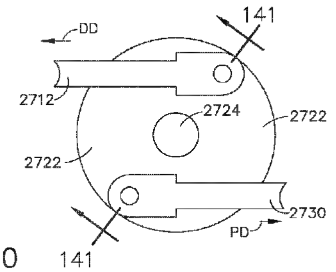


FIG. 140

【図141】

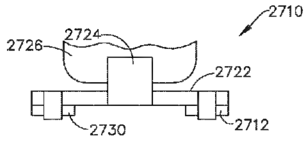


FIG. 141

【図142】

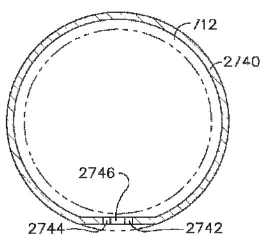
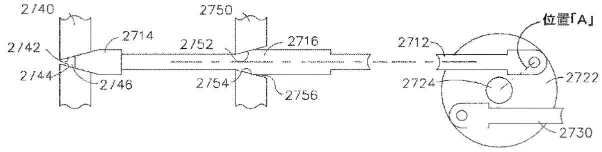
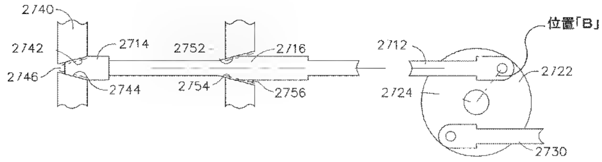


FIG. 142

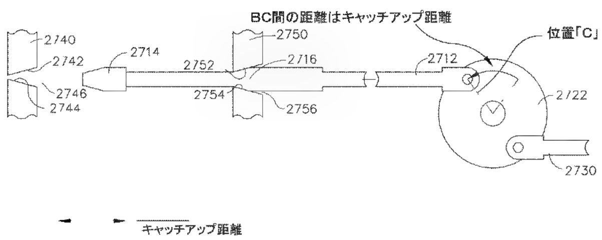
【図143】



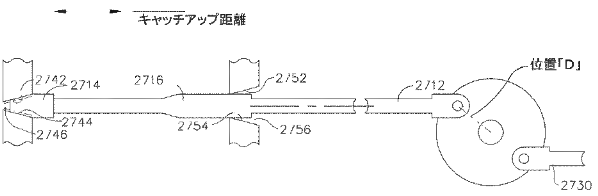
【図144】



【図145】



【図146】



【図147】

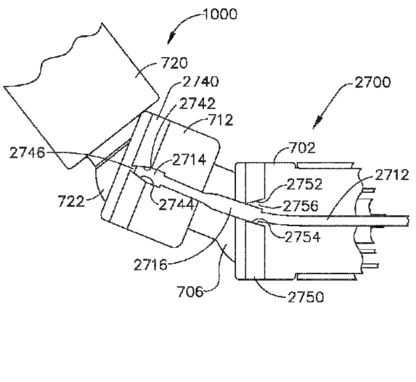


FIG. 147

【図１４８】

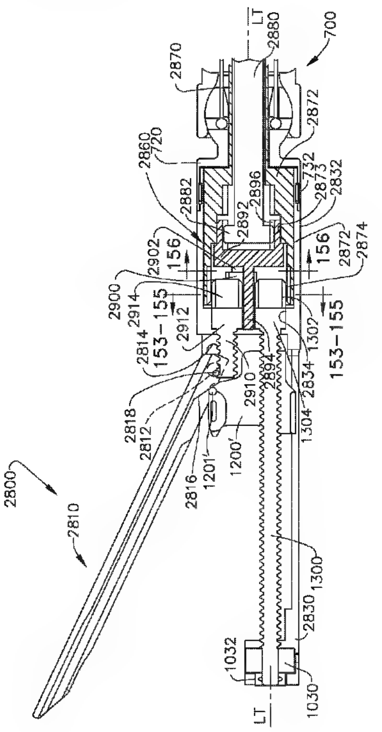


FIG. 148

【図１４９】

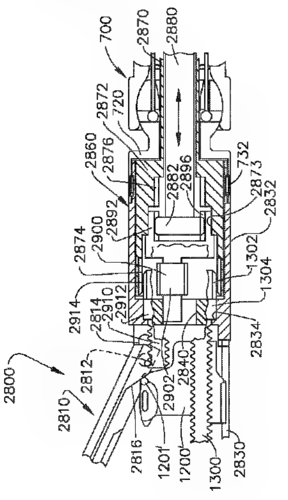


FIG. 149

【図１５０】

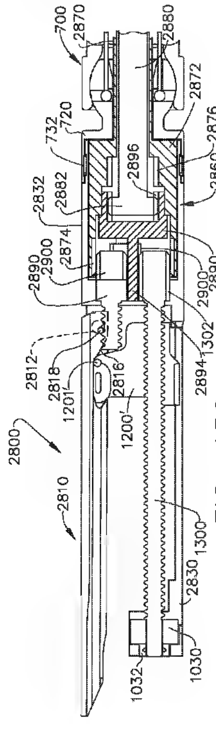


FIG. 150

【図１５１】

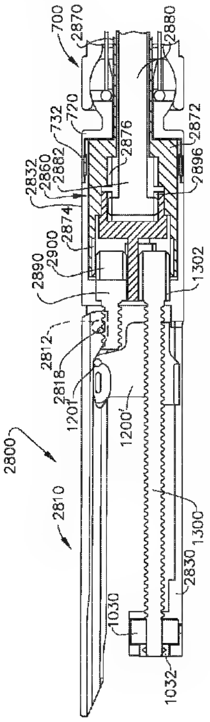


FIG. 151

【図152】

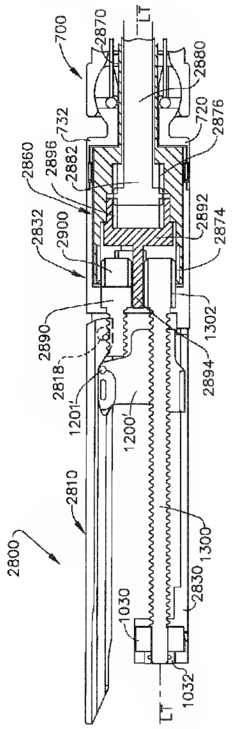


FIG. 152

【図153】

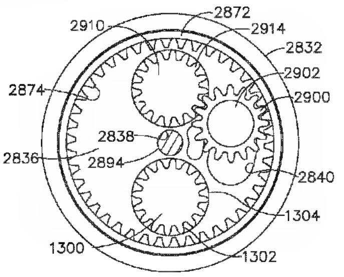


FIG. 153

【図154】

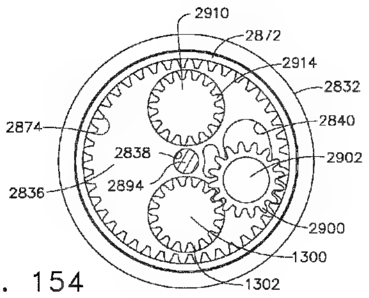


FIG. 154

【図155】

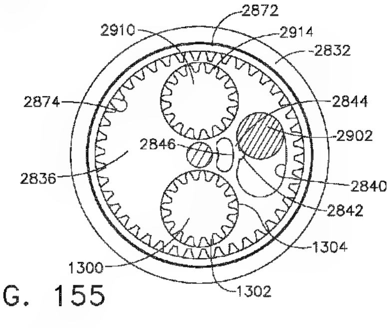


FIG. 155

【図156】

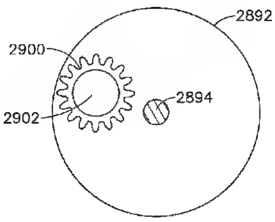


FIG. 156

【図157】

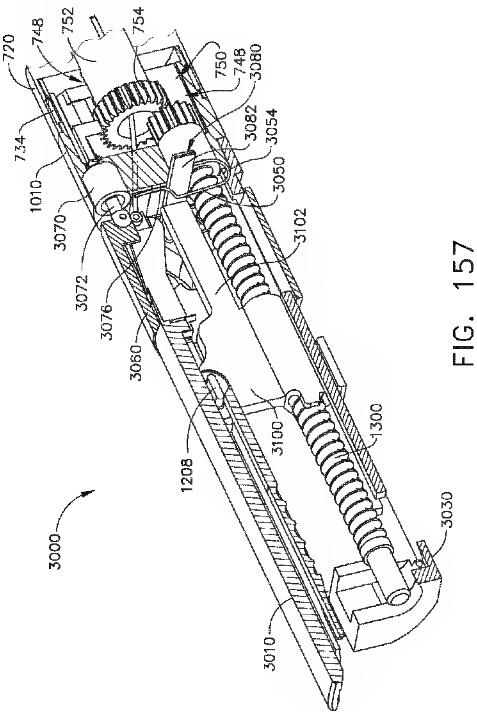


FIG. 157

【図１５８】

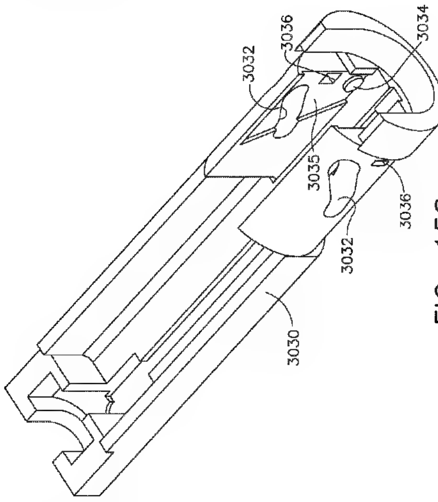


FIG. 158

【図１５９】

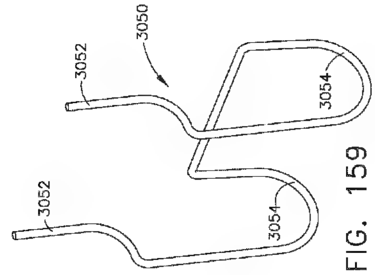


FIG. 159

【図１６０】

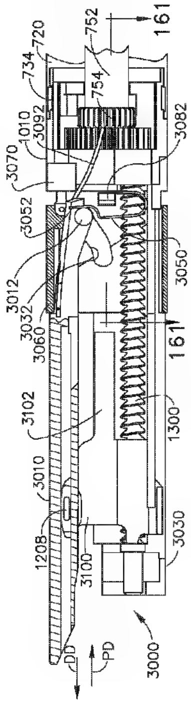


FIG. 160

【図１６１】

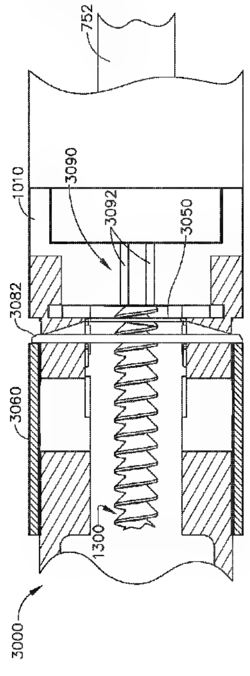


FIG. 161

【図１６２】

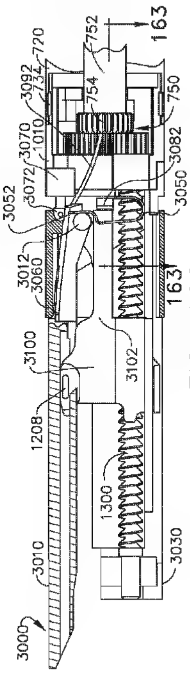


FIG. 162

【図１６３】

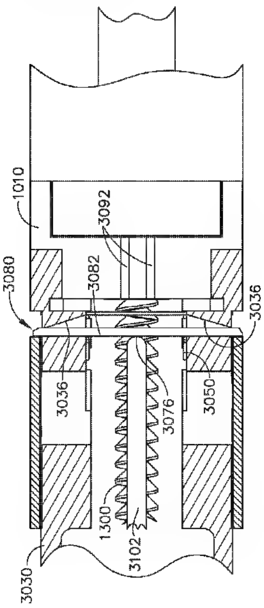


FIG. 163

【図１６４】

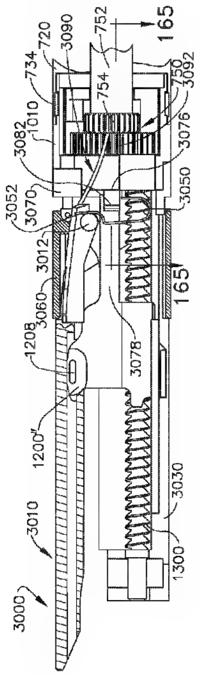


FIG. 164

【図１６５】

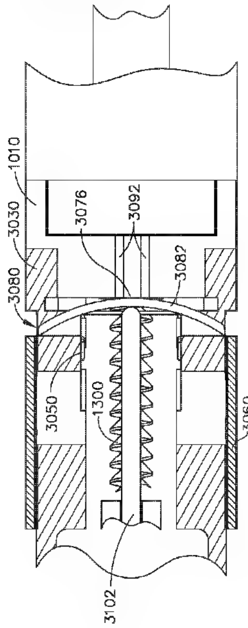


FIG. 165

【図１６６】

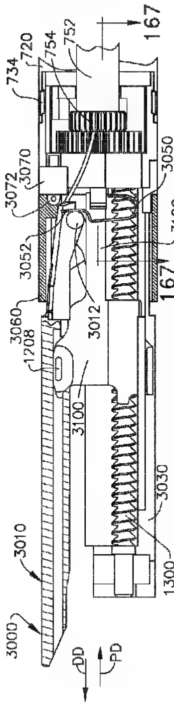


FIG. 166

【図１６７】

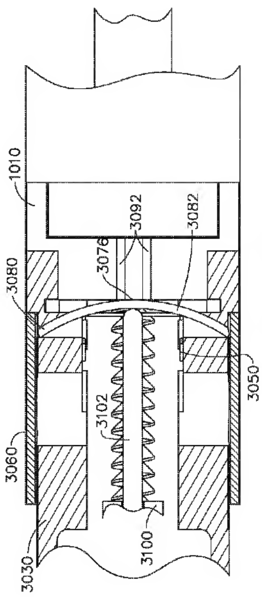


FIG. 167

【図１６８】

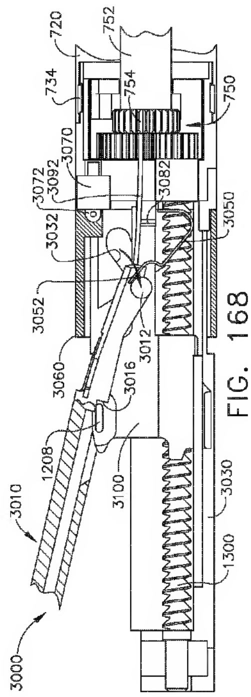


FIG. 168

【図１６９】

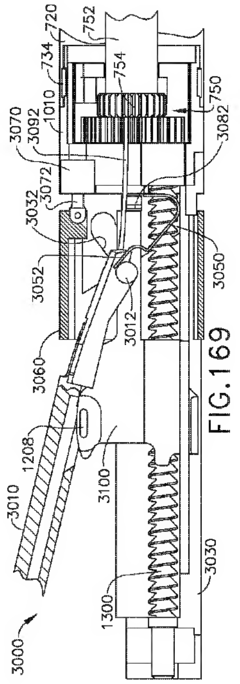


FIG.169

【図１７０】

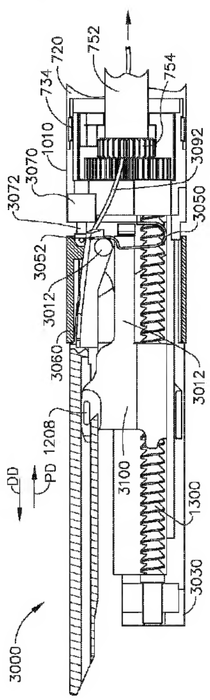


FIG.170

【図１７１】

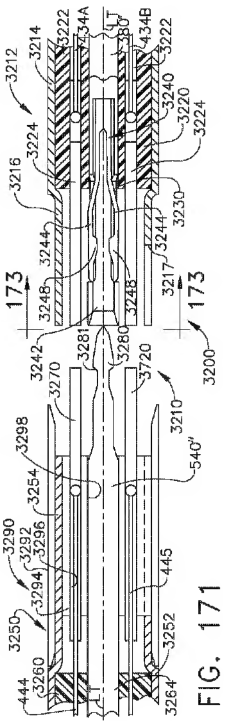


FIG. 171

【図１７２】

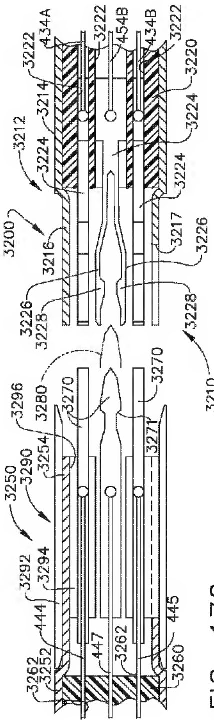


FIG. 172

【図１７３】

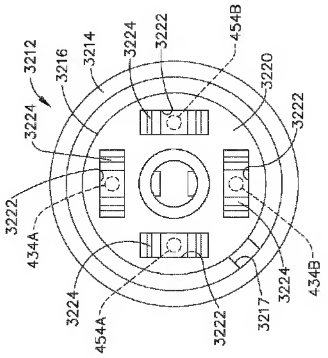


FIG. 173

【図１７４】

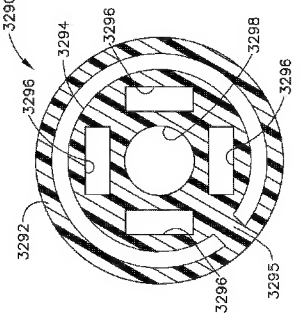


FIG. 174

【図１７４Ａ】

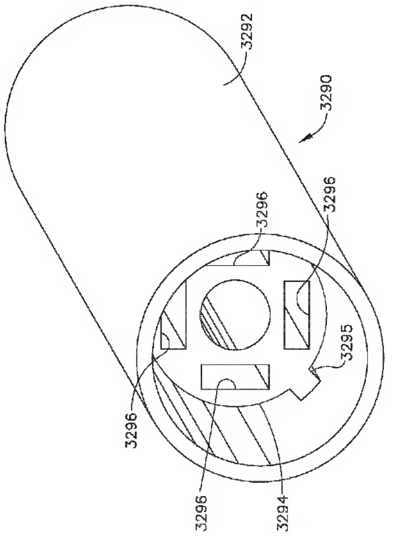


FIG. 174A

【図１７５】

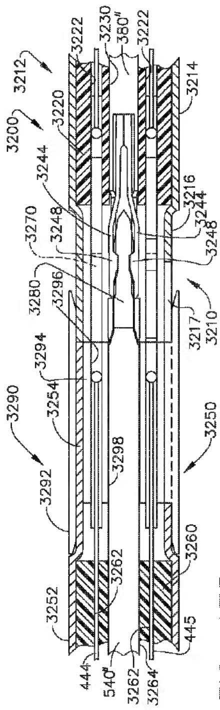


FIG. 175

【図１７６】

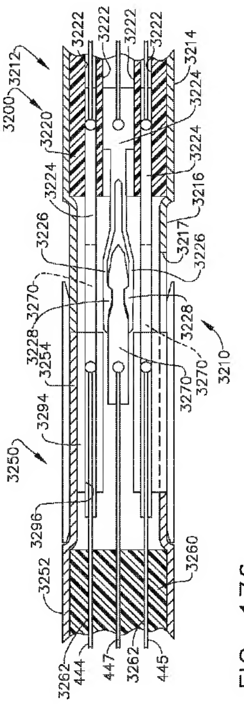


FIG. 176

【図１７７】

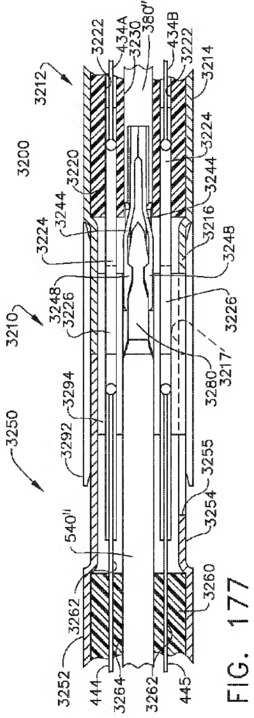


FIG. 177

【図１７８】

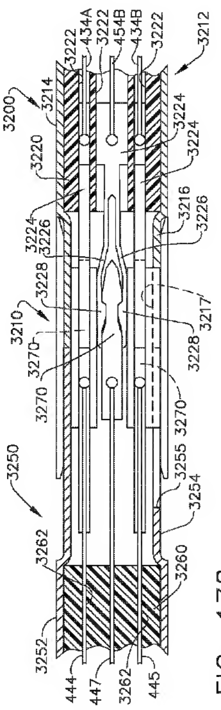


FIG. 178

フロントページの続き

(72)発明者　シェルトン・フレデリック・イー・ザ・フォース
アメリカ合衆国、４５１３３　オハイオ州、ヒルズボロ、イースト・メイン・ストリート　２４５

審査官　後藤　健志

(56)参考文献　特表２００９－５２０５７３（ＪＰ，Ａ）
中国特許出願公開第１０２４６９９９５（ＣＮ，Ａ）
国際公開第２０１３／１６７４２７（ＷＯ，Ａ１）
米国特許出願公開第２００４／０１２８０２６（ＵＳ，Ａ１）
米国特許出願公開第２０１１／０２８８５７３（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　３４／３０－３４／３７
Ｂ２５Ｊ　１／００－２１／０２